

**Vysoká škola báňská – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství**

**Srovnání abdominální fetální elektrokardiografie a  
dopplerovského ultrazvuku pro potřeby monitorace plodové  
srdeční frekvence**

**Comparison of Abdominal Fetal Electrocardiography and  
Doppler Ultrasound for FHR Variability Evaluation**

**2019/2020**

**Bc. Zuzana Wanglerová**

## Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Zuzana Wanglerová**

Studijní program: N2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství

Téma: **Srovnání abdominální fetální elektrokardiografie a dopplerovského ultrazvuku pro potřeby monitorace plodové srdeční frekvence**  
**Comparison of Abdominal Fetal Electrocardiography and Doppler Ultrasound for FHR Variability Evaluation**

Jazyk vypracování: čeština

### Zásady pro vypracování:

Diplomová práce se zaměřuje na srovnání abdominální fetální elektrokardiografie (fEKG) a dopplerovského ultrazvuku (KTG) pro potřeby monitorace plodové srdeční frekvence (fHR). Cílem práce je zpracování dat z pilotní studie, kde byla kontinuálně monitorována činnost srdce plodu pomocí KTG a fEKG.

### Postup řešení:

1. Rešerše současného stavu metod měření a digitalizace KTG a metod měření a extrakce fetálního EKG (fEKG) pro potřeby stanovení fetální srdeční frekvence.
2. Realizace vybraných metod pro digitalizaci KTG záznamů a extrakci fEKG pro stanovení plodové srdeční frekvence.
3. Statistické zhodnocení přesnosti stanovení plodové srdeční frekvence pomocí fEKG v porovnání s konvenčním monitoringem pomocí KTG.
4. Diskuze výhod a nevýhod obou metod z pohledu monitorace srdeční variability.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] JEŻEWSKI, Janusz, Janusz WRÓBEL, Adam MATONIA, Krzysztof HOROBA, Radek MARTINEK, Tomasz KUPKA a Michał JEŻEWSKI. Is abdominal fetal electrocardiography an alternative to doppler ultrasound for FHR variability evaluation? *Frontiers in physiology*. 2017, 8, 1-14. eISSN 1664-042X. DOI: 10.3389/fphys.2017.00305.
- [2] JEŻEWSKI, Janusz, Janusz WRÓBEL a Krzysztof HOROBA. Comparison of Doppler ultrasound and direct electrocardiography acquisition techniques for quantification of fetal heart rate variability. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2006, 53(5), 855-864. ISSN 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2005.863945.
- [3] REINHARD, Joscha, et al. Intrapartum signal quality with external fetal heart rate monitoring: a two way trial of external Doppler CTG ultrasound and the abdominal fetal electrocardiogram. *Archives of Gynecology*. 2012, 286(5), 1103-7. ISSN 1432-0711. DOI: 10.1007/s00404-012-2413-4.
- [4] SBROLLINI, Agnese, et al. eCTG: an automatic procedure to extract digital cardiotocographic signals from digital images. *Computer methods and programs in biomedicine*. 2018, 156, 133-139. ISSN 0169-2607. DOI: 10.1016/j.cmpb.2017.12.030.
- [5] ROMAGNOLI, Sophia, et al. Digital cardiotocography: What is the optimal sampling frequency?. *Biomedical Signal Processing and Control*. 2019, 51, 210-215. ISSN 1746-8094. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2019.02.016>.

- [6] JAROŠ, René, Radek MARTINEK a Radana KAHÁNKOVÁ. Non-adaptive methods for fetal ECG signal processing: A review and appraisal. *Sensors*. 2018, 18(11), 3648. ISSN 1424-8220. DOI: 10.3390/s18113648.
- [7] JAROŠ, René, Radek MARTINEK, Radana KAHÁNKOVÁ a Jiří KOZIOREK. Novel Hybrid Extraction Systems for Fetal Heart Rate Variability Monitoring based on Non-Invasive Fetal Electrocardiogram. *IEEE Access*. 2019. vol. 7, pp. 131758-131784. ISSN 2169-3536. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2933717.
- [8] SAMENI, Reza a Gari D. CLIFFORD. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions. *The open pacing, electrophysiology & therapy journal*. 2010, 3, 4-20. eISSN 1876-536X. DOI: 10.2174/1876536X01003010004.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **doc. Ing. Radek Martinek, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce: Ing. Jindřich Brablík  
Ing. Radana Kahánková

Datum zadání: 01.09.2019

Datum odevzdání: 30.04.2020

  
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry

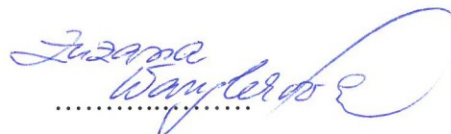


  
prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

V Ostravě dne: 16. července 2020

  
.....  
podpis studenta

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala Doc. Ing. Radku Martinkovi, Ph.D. za odbornou pomoc a konzultaci při vytváření této diplomové práce. Mé díky patří také Ing. Renému Jarošovi, Ph.D. za pomoc při programování této práce.

## **Abstrakt**

Cílem této práce je porovnání dvou neinvazivních metod monitorace plodu, konkrétně fetální elektrografie (fECG) a kardiokografie (CTG). Teoretická část je zaměřena na řešení dané problematiky, popisuje současný stav a jednotlivé metody monitorace plodu využívané v klinické praxi. V praktické části je uvedena kapitola věnující se problematice digitalizace kardiokografického záznamu. Druhá část se věnuje srovnání CTG a fEKG z pohledu plodové srdeční frekvence. V práci byla využita reálně naměřená data od 5 subjektů. K extrakci fetálního EKG z abdominálního záznamu byla využita neadaptivní metoda, vycházející z analýzy nezávislých komponent, konkrétně metoda JADE. Při zpracování bylo použito vývojové prostředí MATLAB. Na konci práce je uvedeno statistické zhodnocení výsledků pomocí Bland-Altmanových grafů.

## **Klíčová slova**

Neinvazivní monitorace plodu; fetální elektrografie; kardiokografie; analýza nezávislých komponent – metoda JADE; fetální srdeční frekvence, srdeční variabilita

## **Abstract**

The purpose of my thesis is the comparison of two non-invasive methods of fetal monitoring - a fetal electrography (fEKG) and a cardiotocography (KTG). The theoretical part of the thesis introduces my research of the topic theory and describes the current state and individual methods of fetal monitoring used in clinical practice. The first part of the experimental section of the thesis inquires into the problematics of the cardiotocographic record digitalization. The second part deals with the comparison of KTG and fEKG in terms of fetal heart rate based on the measurement of data from five tested subjects. The nonadaptive JADE method, based on the analysis of independent components, was used to extract the fetal ECG from the abdominal recording. The MATLAB software development environment was used for the data processing. The conclusion of the work focuses on the evaluation of the results using Bland-Altman graphs.

## **Key words**

Non-invasive fetal monitoring; fetal electography; cardiotocography; analysis of independent components - JADE method; fetal heart rate, cardiac variability

## Seznam použitých symbolů a zkratk

ACC	Pravděpodobnost správné detekce
ANFIS	Nezávislý adaptivní neurofuzzy systém
aEKG	Abdominální (břišní) elektrokardiografie
BMI	Body mass index
bpm	Počet úderů za minutu
CTG	Cardiotocography
CSI	Kumulativní statistický index
CWT	Spojité vlnkové transformace
EFM	Elektronický fetální monitoring
EKG	Elektrokardiogram
eKTG	Elektronický postup vyhodnocení KTG
fEKG	Fetální elektrokardiogram
fHR	Tepová frekvence plodu
fQRS	QRS komplex plodu
FS	vzorkovací frekvence
FSE	Fetální skalpová elektroda
HRV	Variabilita tepové frekvence
ICA	Analýza nezávislých komponent
IUPC	Nitroděložní tlakový katetr
JADE	Přibližně diagonalizované spojení vlastních matic
kICA	Maximální počet iterací v cyklu
KTG	Kardiotokografie
mEKG	Elektrokardiogram matky
mQRS	QRS komplex matky
MSE	Střední kvadratická chyba
NIBP	Neinvazivní měření krevního tlaku
NICHD	National Institute Child and Human Dev.
NI-fEKG	Neinvazivní elektrokardiografie
OSF	Optimální vzorkovací frekvence
PCA	Analýza hlavních komponent



PPV	Pozitivní prediktivní hodnota
QRS	Komplex vln EKG signálu
RLS	Metoda založená na rekurzivní optimální adaptaci
RR	Interval mezi jednotlivými vlnami R
SD	Směrodatná odchylka
SE	Senzitivita
SNR	Odstup signálu od šumu
SpO2	Saturace krve kyslíkem
ST	Interval mezi S a T vlnami
STAN	Analýza ST úseku
TF	True false
TOCO MP+	Sonda k zařízení Philips Avalon
TP	True positive
$T_{RR}$	Interval mezi vlnami R
UA	Děložní aktivita
UC	Děložní kontrakce
UZV	Ultrazvuk
WT	Vlnková transformace

# Obsah

1	Vývoj plodu a plodového srdce .....	17
1.1	Fáze těhotenství.....	17
1.2	Vývoj plodového srdce.....	19
1.3	Fetální oběh .....	20
2	Monitorace plodu.....	22
2.1	Monitorované parametry .....	22
2.1.1	Srdeční frekvence plodu .....	22
2.1.2	Srdeční variabilita .....	24
2.2	Dostupné techniky monitorace plodu.....	26
2.2.1	Popis EKG křivky .....	27
2.2.2	Kardiotokografie .....	29
2.2.3	Fetální elektrografie .....	34
2.2.4	Fetální echokardiografie fECHO .....	38
2.2.5	Fetální magnetokardiografie fMKG .....	38
2.3	Komerčně dostupné přístroje .....	40
2.3.1	Philips Avalon .....	40
2.3.2	Monitory GE Corometrics .....	41
2.3.3	Monica NoviiTM .....	41
3	Rešerše současného stavu problematiky.....	43
3.2	Přehled metod k extrakci EKG .....	52
3.3	Hybridní metody, přehled současného stavu.....	54
3.4	Analýza nezávislých komponent ICA.....	60
3.5	Metoda JADE .....	62
4	Statistické zpracování výsledků.....	64
4.1	Bland-Altmanův graf.....	64
5	Experimentální část .....	65
5.1	Vykreslení signálů z jednotlivých elektrod.....	66
5.2	Předzpracování pomocí FIR filtru.....	67
5.3	Použití extrakční metody JADE.....	68
5.4	Vyextrahování samotného fEKG .....	69

5.5	Výběr a načtení souboru KTG, využití CWT detektoru .....	70
5.6	Porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG .....	71
5.7	Bland – Altmanův graf.....	72
6	Experimentální část - výpočet statistických parametrů .....	73
6.1	Subjekt_1.....	75
6.2	Subjekt_2.....	77
6.3	Subjekt_3.....	79
6.4	Subjekt_4.....	81
7	Diskuze .....	83
	Závěr .....	84

## Seznam obrázků

Obrázek 1 - Vývoj plodu, převzato a upraveno z [36].....	18
Obrázek 2 - Vývoj plodového srdce, převzato a upraveno z [25] .....	20
Obrázek 3 - Průtok krve placentou. Pravá část ukazuje vztah dělohy, placenty a plodu během těhotenství. Levá část směr průtoku krve z matky do placenty a průtok krve plodu z placenty do plodu. Přeřzato a upraveno z [23]. .....	21
Obrázek 4 - RR interval, převzato a upraveno z [50] .....	24
Obrázek 5 - Převodní srdeční systém, převzato a upraveno z [29].....	28
Obrázek 6 - Popis QRS komplexu, převzato a upraveno z [29] .....	28
Obrázek 7 - External monitoring, převzato a upraveno z [3] .....	30
Obrázek 8 - Internal monitoring, převzato a upraveno z [3].....	31
Obrázek 9 - Skalpová elektroda, převzato z [2].....	31
Obrázek 10 - KTG záznam pacientky v klidu, A-fetální srdeční rytmus, B- markery zobrazující pohyby plodu pociťované matkou (zachycené stisknutím tlačítka), C-pohyby plodu, D-děložní kontrakce, převzato z [2] .....	32
Obrázek 11 – Popis KTG křivky, převzato a upraveno z [3].....	33
Obrázek 12 - Ukázka monitorování fEKG invazivní a neinvazivní metodou, převzato z [44] .....	34
Obrázek 13 - Vzestup vlny T, převzato a upraveno z [18] .....	35
Obrázek 14 - Ukázka rozložení elektrod, aktivní elektrody - červené, referenční elektrody - bílé, zemnicí elektroda - GND, převzato z [54].....	37
Obrázek 15 - Kardiotokograf firmy PHILIPS, model Avalon s bezdrátovou monitorovací jednotkou Avalon CL. [37] .....	41
Obrázek 16 - Monitor firmy GE Corometrics 259 [38] .....	41
Obrázek 17 - Monitorovací systém firmy GE - Monica NoviiTM [39] .....	42
Obrázek 18 – Schéma implementovaného hybridního systému, převzato z [54].....	55
Obrázek 19 –Ukázka předzpracování signálu, blokové schéma, převzato z [54] .....	56
Obrázek 20 – Blokové schéma ICA algoritmu, převzato z [54].....	57
Obrázek 21 – Algoritmus centrování, blokové schéma, převzato z [45] .....	58
Obrázek 22 - Princip metody ICA - upraveno z [50].....	61
Obrázek 24 - Ukázka kódu pro vykreslení signálů z jednotlivých elektrod ve vývojovém prostředí MATLAB .....	66
Obrázek 25 - Ukázka jednotlivých kroků, vykreslení signálů z jednotlivých elektrod .....	66

Obrázek 26 - Ukázka kódu pro předzpracování pomocí FIR filtru ve vývojovém prostředí MATLAB.....	67
Obrázek 27 - Ukázka jednotlivých kroků, předzpracování pomocí FIR filtru .....	67
Obrázek 28 - Ukázka kódu pro použití extrakční metody JADE ve vývojovém prostředí MATLAB.....	68
Obrázek 29 - Ukázka jednotlivých kroků, použití extrakční metody JADE .....	68
Obrázek 30 - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, extrakce samotného fEKG .	69
Obrázek 31 - Ukázka jednotlivých kroků, extrakce samotného fEKG.....	69
Obrázek 32 - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, výběr a načtení souboru KTG, využití CWT detektoru .....	70
Obrázek 33 - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG.....	71
Obrázek 34 - Ukázka jednotlivých kroků, porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG ...	71
Obrázek 35 - Ukázka jednotlivých kroků, Bland - Altmanův graf.....	72
Obrázek 36 - Diference mezi FHR a FHR_KTG.....	74
Obrázek 37 - Subjekt_1, srovnání FHR (červeně) a FHR_KTG (modře) .....	76
Obrázek 38 - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu.....	76
Obrázek 39 - Subjekt_2, srovnání FHR (červeně) a FHR_KTG (modře) .....	78
Obrázek 40 - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu.....	78
Obrázek 41 - Subjekt_3, srovnání FHR (červeně) a FHR_KTG (modře) .....	80
Obrázek 42 - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu.....	80
Obrázek 43 - Subjekt_4, srovnání FHR (červeně) a FHR_KTG (modře) .....	82
Obrázek 44 - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu.....	82

## Seznam tabulek

Tabulka 1 - Hodnoty srdeční frekvence dle gestačního stáří plodu, převzato a upraveno z [55] .....	22
Tabulka 2 - KTG klasifikační kritéria dle FIGO 2015.....	26
Tabulka 3 - Srovnání jednotlivých metod monitorace plodu.....	39
Tabulka 4 - Přehled metod k extrakci EKG, převzato a upraveno z [49] .....	53
Tabulka 5 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt_1 .....	75
Tabulka 6 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt_2.....	77
Tabulka 7 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt_3 .....	79
Tabulka 8 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt_4.....	81
Tabulka 9 - Procentuální vyjádření hodnot v intervalu $\pm 1,96$ SD.....	83

## Úvod

Zaznamenávání srdeční frekvence plodu se v praxi využívá déle než 150 let. První technologií určený k monitoraci plodu byl dřevěný Pinardův stetoskop. Ten však poskytuje pouze informace o počtu srdečních tepů za minutu. Zhodnocení této metody ale vždy bude záležet na zkušenosti lékaře a je také silně ovlivněno vnějšími rušivými vlivy. Metoda může být i v dnešní době ale velmi důležitá, například v terénních podmínkách. K výhodám patří i její dostupnost. Postupem času se stetoskopy značně vylepšily a zmodernizovaly, moderní přístroje je možné propojit s PC a s informacemi dále pracovat [44]. Elektronické monitorování plodu bylo vyvinuto s technologií zvanou kardiokardografie (KTG), která začala být rychle využívána v klinických praxích. Předpokládalo se, že průběžné informace o monitoraci lékařům v praxi umožní detekovat děti vystavené nedostatku kyslíku. Mnoho let se předpokládalo, že porodní asfyxie (stav ztížené výměny plynů přes placentu během porodu [27]) je hlavní příčinou dětské mozkové obrny. V 60. letech 20. stol., kdy bylo KTG v praxích zavedeno, se doufalo, že technika sníží počet mozkových obrn a mentálních retardací o 50%. Výsledky ale ukázaly zanedbatelný přínos k dlouhodobým výsledkům. Pozdější studie prokázaly, že velké procento výskytu mozkové obrny je spojeno s nitroděložní asfyxií [28]. Naopak se ukazuje, že elektronická monitorace může vést k mnoha zbytečně provedeným císařským řezům. Císařský řez jako velmi velký zásah do břišní dutiny může vést k řadě komplikací jak pro matku, tak pro novorozence a je obecným trendem, snažit se mu předcházet. Nejpresnější metodou monitorace se v současné době jeví metoda nazvaná STAN. Už z názvu je patrné, že se jedná o analýzu úseku ST na EKG křivce. Nevýhodou metody je její invazivnost a možnost použití až v pokročilém stadiu porodu. Plod se monitoruje pomocí skalpové elektrody, která je v průběhu porodu připevněna k hlavičce plodu. Neinvazivnost využití této metody je jistě velkou výzvou do budoucna. V současných neinvazivních metodách je největším problémem rušení vnějšími vlivy, zejména signály z těla matky. Právě jejich odfiltrování by bylo velkým přínosem a posunem ve vyšetřovacích metodách a velmi by zlepšilo analýzu samotného fEKG, čímž by došlo i k velkému posunu v monitoraci plodu a jeho hypoxických stavů. Je patrné, že je v této oblasti velký prostor pro vědu a výzkum.

Z toho důvodu bylo vytvořeno několik databází fEKG, které slouží právě k vědeckým účelům. Databáze obsahují jak neinvazivní, tak invazivní záznamy a podstatně se rozšířily

spolu s akcí The Challenge 2013, která si dávala za cíl odstranit ze signálů mEKG a dále vyhodnocovat záznam pomocí FHR [40].



# 1 Vývoj plodu a plodového srdce

Obecně se těhotenství rozděluje na období embryogeneze a období fetální. Prvních 8 týdnů se nazývá právě embryogeneze, první dva týdny embryogeneze se označují jako blastogeneze. Ta má tři fáze (preimplantační, vlastní implantaci a postimplantační stadium). Od 3. týdne se stadium označuje jako vlastní embryogeneze. Po ukončení stadia embryogeneze má již plod vyvinuté zárodky jednotlivých orgánových soustav [20].

Do 24 hodin po oplodnění se vajíčko rozdělí na mnoho buněk. Ve vejcovodu zůstává asi tři dny. Oplodněné vajíčko, které se nazývá blastocyt se dále dělí a pomalu prochází vejcovodem do dělohy, kde se snaží přichytit na děložní sliznici (endometrium). Po navázání blastocytu endometrium zhoustne a děložní hrdlo se uzavře hlenovou zátkou [20].

## 1.1 Fáze těhotenství

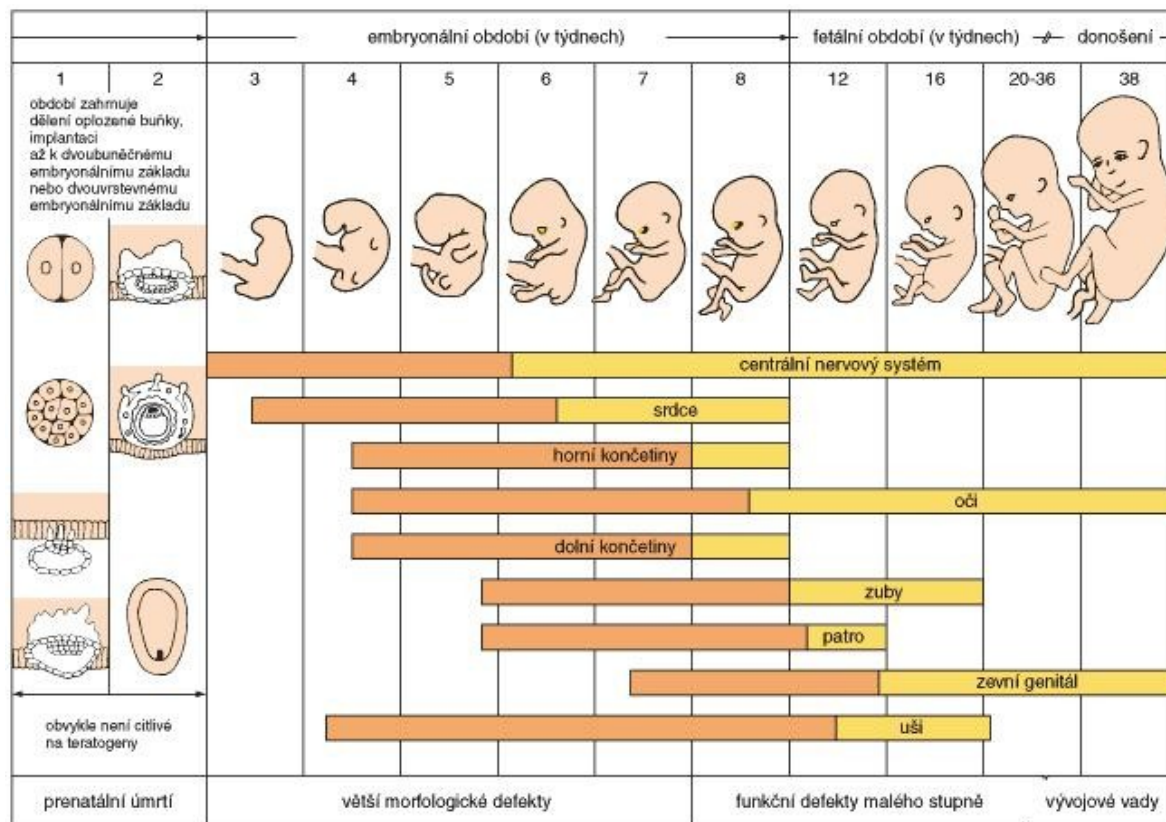
Během prvních tří týdnů, které, jak již bylo zmíněno v textu výše, označujeme jako embryogeneze, se vytvářejí první nervové buňky. Během této fáze se zárodek označuje jako embryo, v pozdějších fázích již mluvíme o plodu. Vývojové fáze těhotenství se nazývají trimestry (tříměsíční periody) a v každé z nich dochází k výrazným změnám [21].

Jako první trimestr se označuje prvních 12 týdnů těhotenství. Během této doby se začínají množit buňky embrya a začínají se formovat v zárodek. Přibližně týden po početí se začínají vyvíjet první orgány, jako srdce, plíce, mozek, mícha a gastrointestinální trakt. Také se vyvíjejí smyslové orgány. Na konci této fáze se začínají vyvíjet pohlavní orgány, na ultrazvuku jsou ale zatím nerozpoznatelné [22].

Druhý trimestr začíná 13. týdnem těhotenství. Plod je v této fázi asi 30 gramů těžký a měří kolem 8 cm. Okolo 12. - 14. týdne začíná plod sát, polykat a pohybuje se uvnitř dělohy. V těchto týdnech také velmi rychle roste, přibližně na dvojnásobnou délku. Kolem 15. - 18. týdne se na pokožce plodu tvoří maz zvaný vernix, který má za úkol chránit pokožku před plodovou vodou. V této době je již také možné pozorovat na ultrazvuku pohyby a mimiku v obličeji. Přibližně v 20. týdnu se vyvíjí střední ucho, od této doby plod slyší matky srdeční rytmus a hlas. Ke konci druhého trimestru se začíná vyvíjet tuk, játra a slinivka břišní. Plod je velký přibližně 25 cm a váží necelých půl kilogramu [22].

Třetí trimestr začíná 25. týden po početí. Všechny orgány jsou již téměř kompletně vytvořeny. V raném stadiu třetího trimestru nejsou plně vyvinuté plíce, ty se plně rozvinou po

28. týdn. Mezi 31. - 34. týdnem po početí se plod začne přetáčet do polohy hlavou dolů. Poslední fázi třetího trimestru se označuje 35. - 38. týden po početí, kdy je plod plně vyzrálý a připravený k porodu [22].



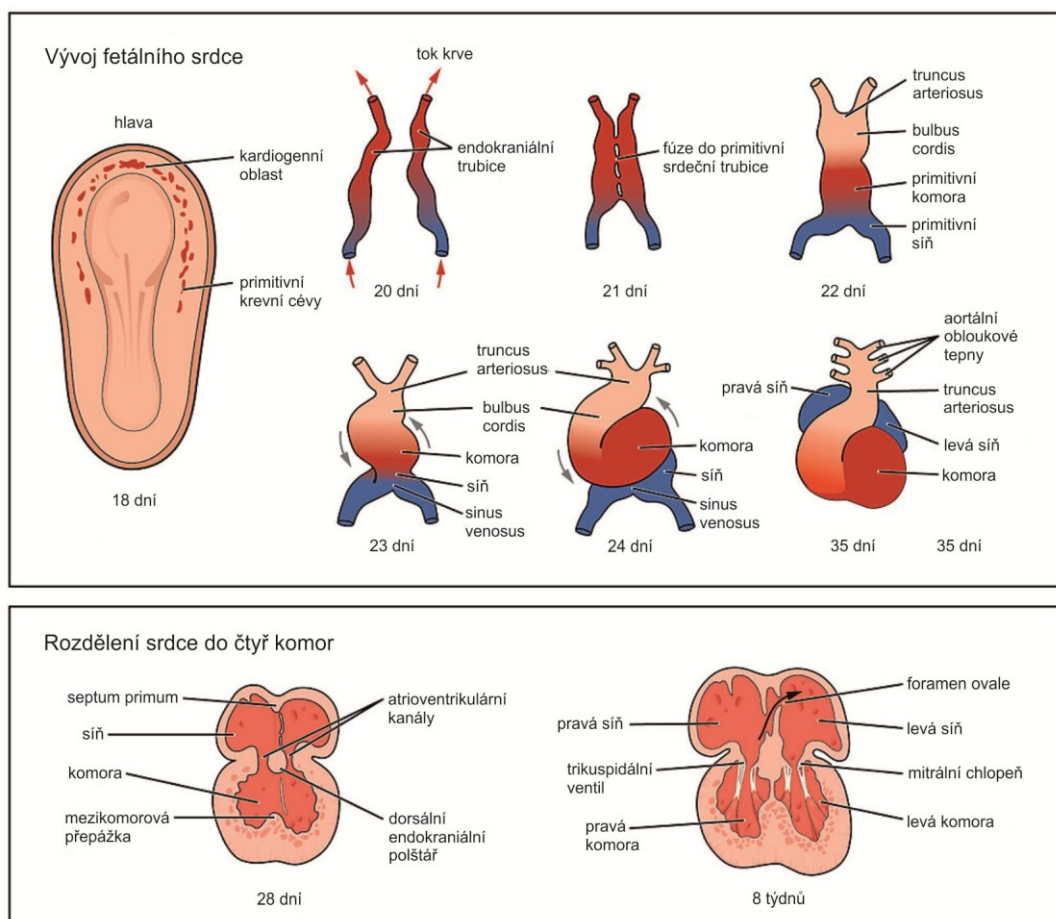
**Obrázek 1** - Vývoj plodu, převzato a upraveno z [36]

## 1.2 Vývoj plodového srdce

Srdce se vyvíjí jako první funkční orgán. Začne bít a pumpovat krev kolem 21. nebo 22. dne, tedy pouhé tři týdny po oplodnění. Do té doby je výživa zárodku zajištěna pouze difuzí. Srdce se tvoří z embryonální tkáně zvané mezoderm přibližně 18 až 19 dní po oplodnění. Mezoderm patří mezi tři primární zárodečné vrstvy (ektoderm, entoderm, mezoderm), které se diferencují na počátku vývoje a které společně vedou ke vzniku všech tkání a orgánů. Srdce se začíná vyvíjet v blízkosti hlavy embrya, tato oblast se označuje jako kardiogenní oblast, na povrchu embrya je viditelná jako výrazná boule. Z vrstvy endoderm, se začínají v kardiogenní oblasti tvořit dva řetězce, které se nazývají endokardové trubice, ve kterých se rychle začne vyvíjet lumen. Od této chvíle se označují jako jedna endokraniální trubice. Tyto dvě trubice společně migrují až vytvoří jednu primitivní srdeční tubici. Tu později tvoří pět odlišných částí (truncus arteriosus, bulbus cordis, primitivní komora, primitivní síň a sinus venosus). Zpočátku veškerá žilní krev proudí do sinus venosus a kontrakce pohánějí krev od sinus venosus k arteriosu truncus arteriosus. Pět oblastí primitivní srdeční trubice se vyvine ve struktury v plně vyvinutém srdci. Truncus arteriosus se rozdělí v plicní kmen. Bulbus cordis se vyvine v pravou komoru. Z primitivní komory se vytvoří levá komora. Primitivní síň dává vzniknout přední části pravé i levé síně. Sinus venosus se vyvine na zadní část pravé síně, SA uzlu a koronárního sinu [24] [25].

Při vývoji se primitivní srdeční trubice protahuje, začíná se ohýbat uvnitř perikardu a nakonec vytváří tvar S, kde jsou umístěny komory a hlavní cévy podobající se již dospělému srdci. K tomuto procesu dochází mezi 23. - 28. dnem. Zbytek vývoje zahrnuje vývoj septa, chlopní a modelaci skutečných komor. Rozdělení síní a komor je dokončeno na konci 5. týdne vývoje, fetální zkratky ale zůstávají až do porodu nebo doby krátce po něm [24] [25].

Mezi pěti a osmi týdny se vytvářejí atrioventrikulární chlopně. Semilunární ventily se vytvářejí mezi pěti a devíti týdny [24] [25].

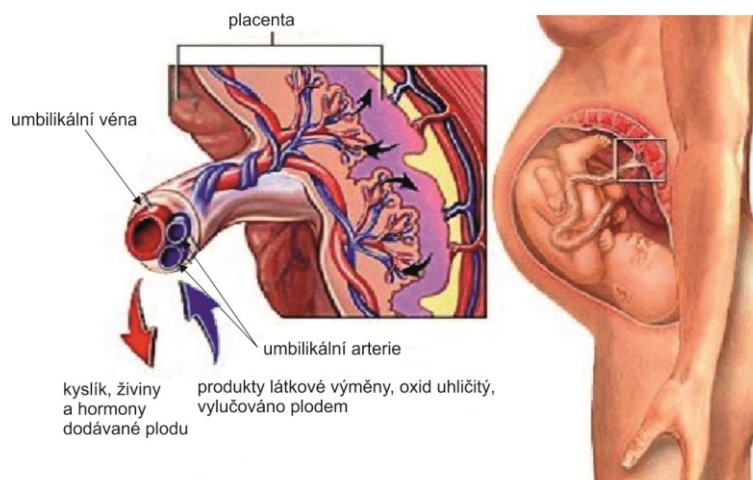


**Obrázek 2 - Vývoj plodového srdce, převzato a upraveno z [25]**

### 1.3 Fetální oběh

Placenta je jedinečný cévní orgán, který dodává plodu kyslík a živiny a zároveň odvádí přes pupeční šňůru odpadní látky (oxid uhličitý). Přijímá krev jak z mateřského, tak z fetálního systému. Má tedy dva oddělené oběhové systémy, krevní oběh matky (uteroplacentární) a fetálně placentární krevní oběh (fetoplacentární). Uteroplacentární cirkulace začíná tokem mateřské krve do intervilózního prostoru pomocí deciduálních spirálních tepen. Výměna kyslíku a živin probíhá v momentě, když mateřská krev teče kolem terminálních klků v intervilózním prostoru. Proudící mateřská arteriální krev tlačí deoxygenovanou krev do endometria a potom děložní žílou zpět do mateřského oběhu. Fetálně-placentární cirkulace umožňuje pupečnickovým tepnám přenášet deoxygenovanou a výživou ochuzenou fetální krev z plodu do vilózních fetálních cév. Po výměně kyslíku a živin nese pupeční žíla čerstvou okysličenou krev bohatou na živiny, která cirkuluje zpět do fetálního systémové cirkulace. Průtok mateřské krve do placenty je přibližně 600-700 ml/min. Přibližná plocha povrchu syncytiotrofoblastů (vrstva cytoplasmy) je asi 12m<sup>2</sup>. Pokud bychom

plně rozvinuli fetální kapiláry placenty v termínu porodu, budou dosahovat délky přibližně 320 km. V placentě nedochází k promísení mateřské a fetální krve [23] [26].



**Obrázek 3** - Průtok krve placentou. Pravá část ukazuje vztah dělohy, placenty a plodu během těhotenství. Levá část směr průtoku krve z matky do placenty a průtok krve plodu z placenty do plodu. Převzato a upraveno z [23].

## 2 Monitorace plodu

### 2.1 Monitorované parametry

#### 2.1.1 Srdeční frekvence plodu

Srdeční frekvence plodu je výrazně vyšší než u dospělého jedince. Ukazuje počet stahů srdce za jednotku času, nejčastěji minutu. Srdeční frekvence plodu se v průběhu vývoje mění a závisí na tzv. gestačním stáří, podle kterého se určuje také velikost plodu a vývoj nervové soustavy. V 16. týdnu těhotenství se dokončuje vývoj převodního systému a FHR se ustaluje na hodnotě 110-160 bpm [55].

**Tabulka 1** - Hodnoty srdeční frekvence dle gestačního stáří plodu, převzato a upraveno z [55]

Gestační stáří plodu	Srdeční frekvence [bpm]
5. týden	80-103
6. týden	103-126
7. týden	126-149
8. týden	149-172
9. týden	155-195
12. týden	120-180
16. týden	110-160

##### 2.1.1.1 Dlouhodobé frekvenční jevy

Dle FIGO (Mezinárodní federace gynekologů a porodníků) je bazální frekvence popsána jako střední úroveň stabilní srdeční frekvence plodu. Dle této teorie je bazální frekvence závislá na akceleracích a deceleracích a ty jsou závislé zpět na ní. Z hodnoty bazální frekvence můžeme určit i hodnoty tachykardie a bradykardie. Fyziologická hodnota bazální frekvence plodu je udávána mezi 110-150 bpm. Předčasně narozené plody mají tendenci mít hodnoty směrem k horní hranici, naopak plody narozené později k dolní hranici. Pokud hodnota stoupne nad 150-170 bpm jde o lehkou tachykardii, která může být signálem poruchy výměny krevních plynů. Při hodnotách nad 170 bpm se jedná o těžkou tachykardii, ta již může ovlivnit plnění komor, dochází ke snižování koncentrace kyslíku v krvi a klesá minutový výdej. Tachykardii může způsobovat i podání epidurální analgezie a jiných léků. Hodnoty bazální frekvence pod 110 bpm označujeme jako lehkou bradykardii, pod 100 bpm pak jako těžkou bradykardii. Bradykardie se častěji vyskytuje u plodů narozených po plánovaném termínu [7] [3] [1] [5] [2].

#### **2.1.1.2 Střednědobé frekvenční jevy akcelerace**

Dle NICHD (National Institute Child and Human Development) je akcelerace definována jako vizuálně zjevné náhlé zvýšení srdeční frekvence plodu o více než 15 úderů za minutu po dobu delší než 15 sekund a zároveň kratší než 3 minuty. Akcelerace dělíme do dvou skupin, na periodické a sporadické. Periodické akcelerace vznikají v závislosti na děložních kontrakcích, při proudění krve z placenty k plodu. Na rozdíl od akcelerací sporadických, které nemají na kontrakcích závislost. Vznikají jako reakce na mechanické podněty a jsou příznakem dobře neurologicky reagujícího plodu bez hypoxie [7] [3] [1] [5] [2].

#### **decelerace**

Decelerace je dle NICHD definována jako náhlé snížení srdeční frekvence plodu o více než 15 úderů za minutu po dobu od 15 sekund po 3 minuty. Decelerace dělíme na periodické, uniformní a prodloužené. Periodická decelerace stejně jako akcelerace přímo souvisí s kontrakční činností. Periodické decelerace, které jsou zároveň uniformní, se dále mohou dělit na rané pozdní a variabilní. Decelerace mohou být spojeny s významným stupněm fetální hypoxie [7] [3] [1] [5] [2].

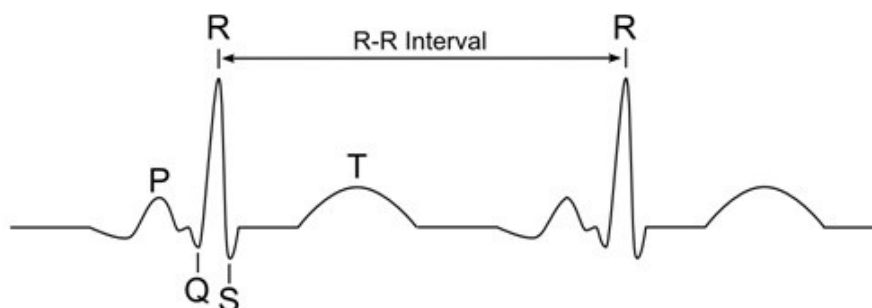
#### **2.1.1.3 Krátkodobé frekvenční jevy**

Krátkodobými frekvenčními jevy označujeme variabilitu, neboli oscilaci [7] [3].

### 2.1.2 Srdeční variabilita

Pro variabilitu srdečního rytmu, přesněji variabilitu intervalu R-R, se nejčastěji používá zkratka HRV, z anglického Heart rate variability. Jedná se o jev, kdy sledujeme změny v časovém intervalu po sobě jdoucími srdečními rytmy, nejčastěji je HRV uváděna v milisekundách a hodnocení je založeno právě na analýze po sobě jdoucích normálních R-R intervalů. HRV analyzuje tachogram [13] [14] [7].

I přes to, že v dnešní době je studium srdečního rytmu velmi dobře zmapováno, donedávna byla důležitost sledování variability srdeční frekvence kardiologů v podstatě přehlížena. Dlouho se věřilo, že pravidelnost sinusového rytmu má pozitivní důsledky. Měření HRV se klasicky určuje z krátkodobého (2-5 min) nebo dlouhodobého (24 - 48 hodin) EKG záznamu. Přestože se HRV využívá jako neinvazivní ukazatel aktivity autonomního nervového systému po více než dvě desetiletí, až v nedávné době se začal HRV přikládat vyšší význam. Srdeční autonomní dysfunkce mohou vést k řadě závažných komplikací, jako jsou srdeční arytmie nebo až náhlá srdeční smrt. V posledních letech byl uznán vliv HRV jako důležitý aspekt pro diagnostiku infarktu myokardu, náhlých srdečních příhod nebo diabetickou neuropatii. Významně změněná hodnota HRV je přítomna nejen u srdečních poruch, ale u celé řady patofyziologických jevů. Fyziologické jevy se v lidském těle neustále mění a reagují na řadu vnějších podnětů. Mladý a zdravý lidský organismus vykazuje značnou variabilitu. To se postupem stárnutí nebo nástupem nemocí mění a variabilita klesá a naopak se zvyšuje pravidelnost [13] [14] [16] [7].



**Obrázek 4** - RR interval, převzato a upraveno z [50]

Variabilita srdeční frekvence je regulována autonomním nervovým systémem. Ten má v organismu za úkol udržet homeostázu organismu v optimálních podmínkách. Skládá se z tzv. parasympatiku a sympatiku. Sympatikus zvyšuje srdeční frekvenci, zvyšuje výkon srdce a obecně je zodpovědný za produkci stresových hormonů a reakci na stres. Během sympatiku se snižuje srdeční variabilita. Naopak parasympatikus organismus zklidňuje, je



charakterizován jako systém trávení a odpočinku, zpomaluje srdeční frekvenci a zvyšuje srdeční variabilitu pro obnovení homeostázy. Souhra mezi systémy umožňuje organismu reagovat na změny situací. V poslední době byla v nejrůznějších klinických podmínkách testována hypotéza, že snížená srdeční variabilita může souviset s řadou nemocí a zranění a může poukazovat i na jejich vážnost a výsledky léčení [13] [14] [16].

První zmínka o klinickém významu srdeční variability pochází z 60. let 20. století, Hon a Laeh popisují, že změny srdeční variability plodu, nastávají před změnou tepové frekvence. Právě sledování srdeční variability plodu se používá ke správnému vedení porodu. V nedávné době bylo dle Griffina vyhodnoceno 89 charakteristik srdeční frekvence kojenců postižených sepsí nebo podobným septickým onemocněním. Bylo zjištěno, že novorozenci u kterých se zdravotní stav z důvodu sepse klinicky zhoršoval, měli abnormální charakteristiky srdeční frekvence. Charakteristika srdeční frekvence se přitom zhoršila již 24 hodin před klinickým podezřením na sepsi. Z toho vyplývá, že analýza HRV může pomoci s dřívější diagnózou a účinnější terapií. Analýze fetální HRV se věnuje také Chung a kol., ve studii upozorňují na fakt, že při sledování fetální HRV je důležité brát v potaz podávání analgetik matce, konkrétně hlavně meperidin [15] [17].

**Tabulka 2 - KTG klasifikační kritéria dle FIGO 2015**

<b>KTG klasifikační kritéria dle FIGO 2015</b>				
<b>Sledované jevy</b>	<b>Normální</b>	<b>Suspektní</b>	<b>Patologické</b>	<b>Preterminální</b>
Bazální linie	110-160 bpm	110-110 bpm nebo 160-170 bpm	Méně než 100 bpm	Bez variability a reaktivity, nutnost okamžitého řešení
Variabilita	5-25 bpm	Pod 5 bpm po dobu delší než 40 minut nebo 25 bpm bez zrychlení	Pod 5 bpm po dobu 60 min., nebo zvýšená variabilita sinusová po dobu více než 30 min	
Decelerace	Bez opakovaných decelerací	Proměnné decelerace, o méně než 60 bpm po dobu kratší než 60 s	Opakované pozdní nebo prolongované decelerace za období > 30 minut nebo 20 min. při snížené variabilitě, nebo jedna prolongovaná decelerace > 5 min.	
Interpretace	Plod bez hypoxie/acidózy	Plod s nízkou pravděpodobností hypoxie/acidózy	Plod s vysokou pravděpodobností hypoxie/acidózy	

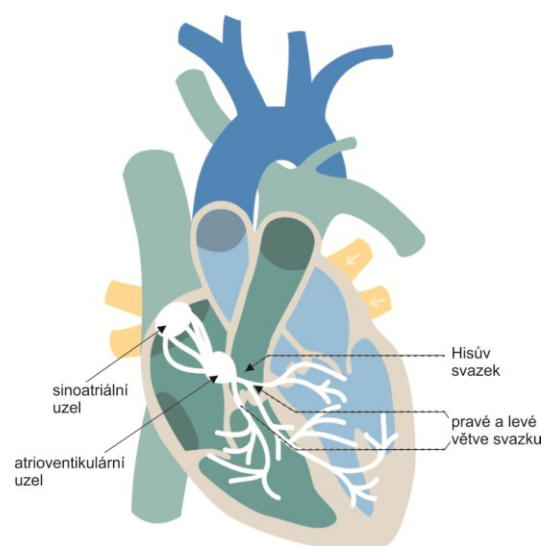
## 2.2 Dostupné techniky monitorace plodu

Poprvé byly zvuky srdce plodu popsány již před 350 lety francouzským lékařem Marsacem. Dalších téměř 150 let trvalo než se v Severní Americe a Západní Evropě začala auskultace plodu monitorovat v praxi pomocí mechanických stetoskopů [6]. Až ve 30. let 20. století začal americký lékař Orvan Walter Hess (1906-2002) pracovat na fetálním srdečním monitoru. Vedla ho k tomu frustrace z omezeného používání stetoskopu na subjekt se dvěma srdečními rytmy, plodu a matky. Po druhé světové válce pokračoval Hess ve vývoji, kdy spolu s Edwardem Honem v 50. a na počátku 60. let, sestavovali přístroj, který první na světě monitoroval elektrické signály plodu (1957). Přístroj byl vysoký šest a půl metru a dodnes se nachází na půdě Yalské university [9] [4] [10]. První fetální monitor pro komerční využití je připisován Konrádu Hammecherovi, který využíval metodu, při které jsou zachycovány srdeční zvuky jako aktuální interval, nikoliv průměrná srdeční frekvence. Zde je patrná důležitost srdeční variability pro zdraví dítěte. Přístroj byl pod názvem HP8020 od roku 1967 vyráběn společností Hewlett Packard [6] [10]. Zatímco v 60. letech byla

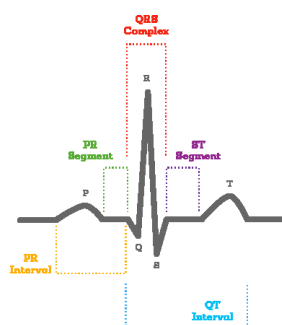
kardiotokografie opravdu jedinou možností elektronického sledování plodu, postupem času vznikly další metody využívající elektroniku. Mezi ně se řadí například ruční Doppler nebo elektrokardiografie plodu. Mezi jejich nevýhody ale patří fakt, že vynechávají monitoraci kontrakcí dělohy.

### 2.2.1 Popis EKG křivky

EKG, neboli elektrokardiogram, je vyšetření, které detekuje a zaznamenává sílu a načasování elektrické aktivity v srdci. Tyto informace jsou zaznamenávány v tzv. EKG křivce. Elektrický signál začíná v sinoatriálním uzlu, který je umístěn v pravé síni a poté putuje do pravé a levé síně, kde způsobí stah a pumpuje krev do komor. Tento elektrický signál je zaznamenán na EKG křivce jako vlna P. PR interval je úsek od začátku P vlny do začátku QRS komplexu, nejčastěji se značí v sekundách. Elektrický signál prochází z předsíně do komor prostřednictvím atrioventrikulárního (AV) uzlu. Když signál prochází tímto uzlem, zpomaluje se. To umožňuje naplnit komory krví. Tento zpomalený signál se na EKG křivce zobrazí jako rovná čára mezi koncem P vlny a začátkem Q vlny. PR segment představuje elektrické vedení síní a zpoždění elektrického impulsu v AV uzlu. Potom, co signál opustí AV uzel, putuje po dráze nazývané Hisův svazek. Signál prochází srdečními komorami a způsobuje jejich stahování. Tím pumpují krev do plic a těla. Tento signál je na EKG křivce zaznamenán jako QRS vlny. Protože se tyto vlny vyskytují v rychlém sledu za sebou, obvykle je značíme jako QRS komplex. Poté se komory vrátí do svého normálního elektrického stavu, to značí T vlna. Svaly se uvolňují a přestávají se stahovat, což umožňuje předsíni naplnit se krví a celý proces se s každým srdečním tepem opakuje. Segment ST spojuje komplex QRS a T vlnu a představuje začátek elektrické regenerace komor. Interval QT představuje čas, který je potřeba ke stimulaci a následné regeneraci komor po stimulaci. S vyšší srdeční frekvencí se tento interval zkracuje, naopak při pomalejší srdeční frekvenci se prodlužuje [29].



**Obrázek 5** - Převodní srdeční systém, převzato a upraveno z [29]



**Obrázek 6** - Popis QRS komplexu, převzato a upraveno z [29]

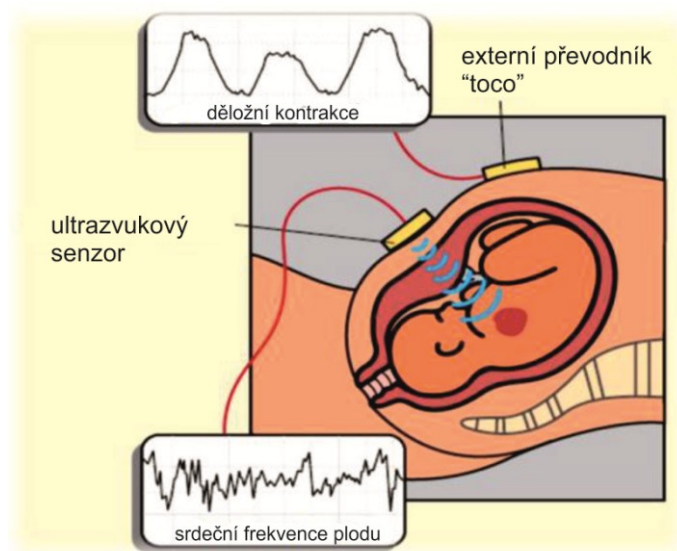
### 2.2.2 Kardiotokografie

Během porodu se mohou vyskytnout neočekávané komplikace, a to i u pacientek bez dřívějších rizikových komplikací. Monitorování KTG by nikdy nemělo být považováno za náhražku dobrého klinického pozorování a úsudku odborného personálu. Kardiotokografie je metoda, která umožňuje sledovat a zaznamenávat srdeční aktivitu plodu současně s děložními kontrakcemi matky. K monitoraci se používá přístroj zvaný kardiotokograf, někdy označovaný jako elektronický fetální monitor. Křivku srdeční frekvence plodu nazýváme jako kardiotachogram, křivku děložní činnosti jako tomogram. KTG se zaznamenává před porodem (antepartální monitorování), tak i přímo v průběhu porodu (intrapartální monitorace). Právě informace získané pomocí KTG jsou pro porodníky důležitým aspektem při vedení porodu a na základě něho se rozhodují o případné nutnosti císařského řezu. Název vznikl z řeckých slov *kardia*, znamenající srdce a *tokos*, porod [8]. V anglické literatuře se označuje zkratkou CTG, v české KTG. Hodnoty měřených parametrů se uvádějí v úderech za minutu (bpm), hodnota kontrakcí je uváděna v hodnotách tlaku, nejčastěji v kPa. Horizontální stupnice pro vyhodnocení KTG se nazývá “rychlost papíru” a obvyklé dostupné možnosti jsou 1, 2 nebo 3 cm/min. Nejčastěji se využívá 1 cm/min., ale například v Severní Americe nebo Japonsku standardně 3 cm/min. Většina odborníků se domnívá, že 1 cm/min poskytuje dostatečně podrobné záznamy pro klinickou analýzu a tím je zkrácena doba vyšetření. Jiní odborníci preferují vyšší rychlost papíru kvůli lepším detailům. Vertikální měřítko se také používá ve dvou rozměrech a to 20 nebo 30 bpm/cm. Měřítka by měla být vždy volena dle preference a schopností personálu. Při záměně a špatném hodnocení může dojít k chybné diagnostice [2] [3] [5] [7].

Kardiotokografii můžeme dle způsobu měření rozdělit na dvě podskupiny, anglicky označované jako external a internal monitoring [6].

### 2.2.2.1 External monitoring

Srdeční aktivita plodu a aktivita děložní svaloviny jsou detekovány dvěma snímači, které jsou umístěné na břiše matky. Jeden se umísťuje přibližně nad srdce plodu a druhý nad konec dělohy. Využívá se Dopplerův ultrazvuk. Vnější tonometrie, která využívá tlakový snímač, je vhodná pro zobrazení začátku a konce kontrakcí a jejich frekvenci, neukáže ale jejich intenzitu. Metodu může zkreslovat i poloha pacientky, případně její obezita. V poslední době nabízejí přístroje možnost zaznamenávat frekvenci i u vícečetných těhotenství nebo současně monitorovat i pohyby plodu. Externí monitorace je více náchylná ke ztrátě signálu, neúmyslnému sledování srdeční frekvence matky a může být zatížena řadou dalších artefaktů. Nemusí poskytovat údaje o srdeční arytmií plodu. Tato metoda nemá žádné kontraindikace [5] [6] [2] [4].

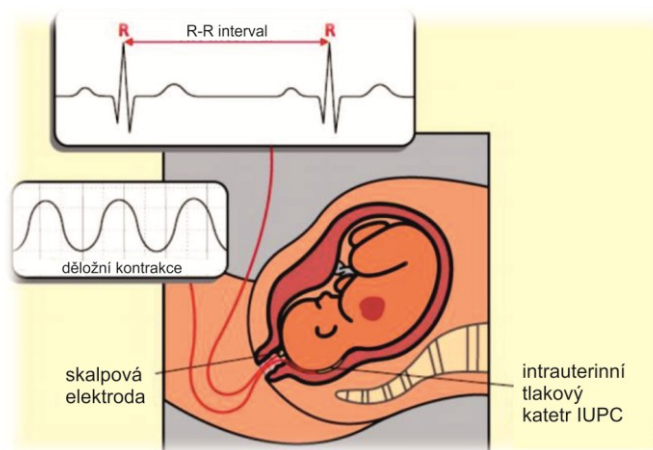


**Obrázek 7** - External monitoring, převzato a upraveno z [3]

### 2.2.2.2 Internal monitoring

V případě, že je zapotřebí zpřesnit monitoraci srdeční činnosti je vhodné použít vnitřní kardiokardiografii. K tomu se používá skalpová (spirální intradermální) elektroda, která je připojena k monitoru. Ta se po odtoku plodové vody aplikuje nejčastěji do pokožky hlavičky nebo, v závislosti na poloze, hýždí plodu. Vnitřní monitorování vyhodnocuje časové intervaly mezi po sobě jdoucími R vlnami na fetálním QRS komplexu a proto měří komorové depolarizační cykly. Poskytuje přesnější monitoraci než vnější, protože není ovlivněno vnějšími faktory (např. pohyb). Kontraindikací metody může být např. špatná poloha plodu nebo onemocnění matky (hepatitidy, herpetické infekce). K měření síly kontrakcí dělohy se využívá intrauterinní tlakový katetr (IUPC) zavedený do dělohy. Nepatří však mezi

standardní metody, využití závisí na konkrétním lékaři a pracovišti. Nevýhodou může být, vzhledem k nutnosti použít jednorázovou elektrodu, vyšší cena. Kvůli vysokému riziku sepse se nejčastěji využívá v případě předčasných porodů na specializovaných pracovištích [5] [6] [2] [4].



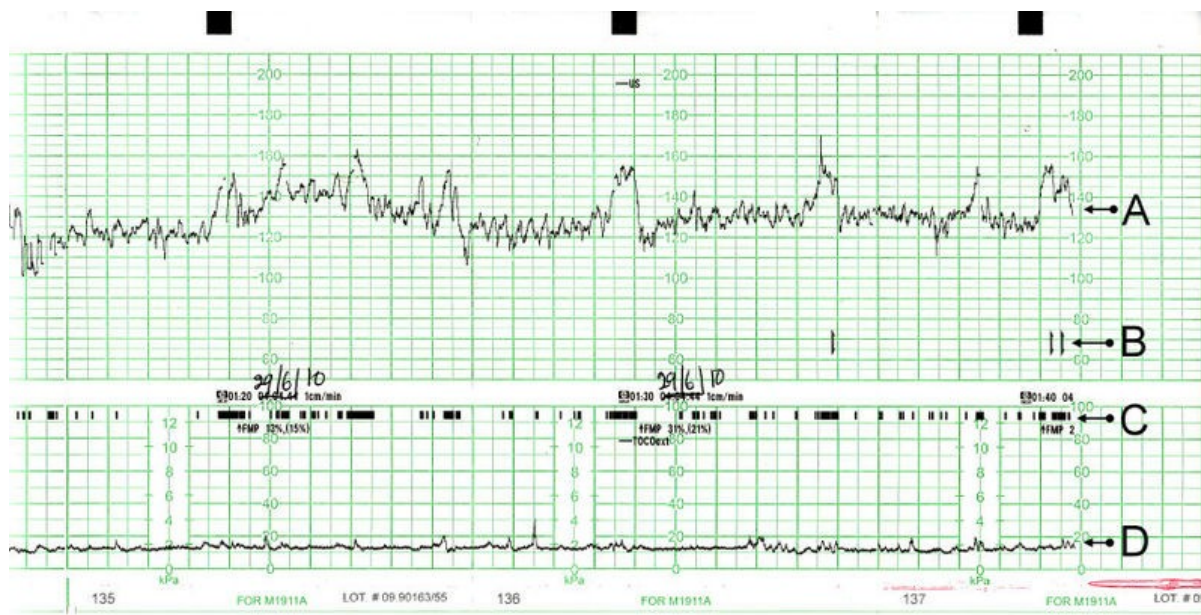
**Obrázek 8** - Internal monitoring, převzato a upraveno z [3]



**Obrázek 9** - Skalpová elektroda, převzato z [2]

### 2.2.2.3 Kardiotokogram

Typicky je kardiotokografický záznam vytištěný na papíře a uložený v digitální podobě pro další použití. Řada nových systémů umožňuje sledovat více patientských záznamů na jednom monitoru spolu s ostatními vitálními funkcemi. Na kardiotokogramu hodnotíme na jedné křivce fetální frekvenční činnost a na druhé kontrakční činnost dělohy [5] [2] [4].



**Obrázek 10** - KTG záznam pacientky v klidu, A-fetální srdeční rytmus, B- markery zobrazující pohyby plodu pociťované matkou (zachycené stisknutím tlačítka), C-pohyby plodu, D-děložní kontrakce, převzato z [2]

Interpretace sledování CTG vyžaduje jak kvalitativní, tak kvantitativní popis:

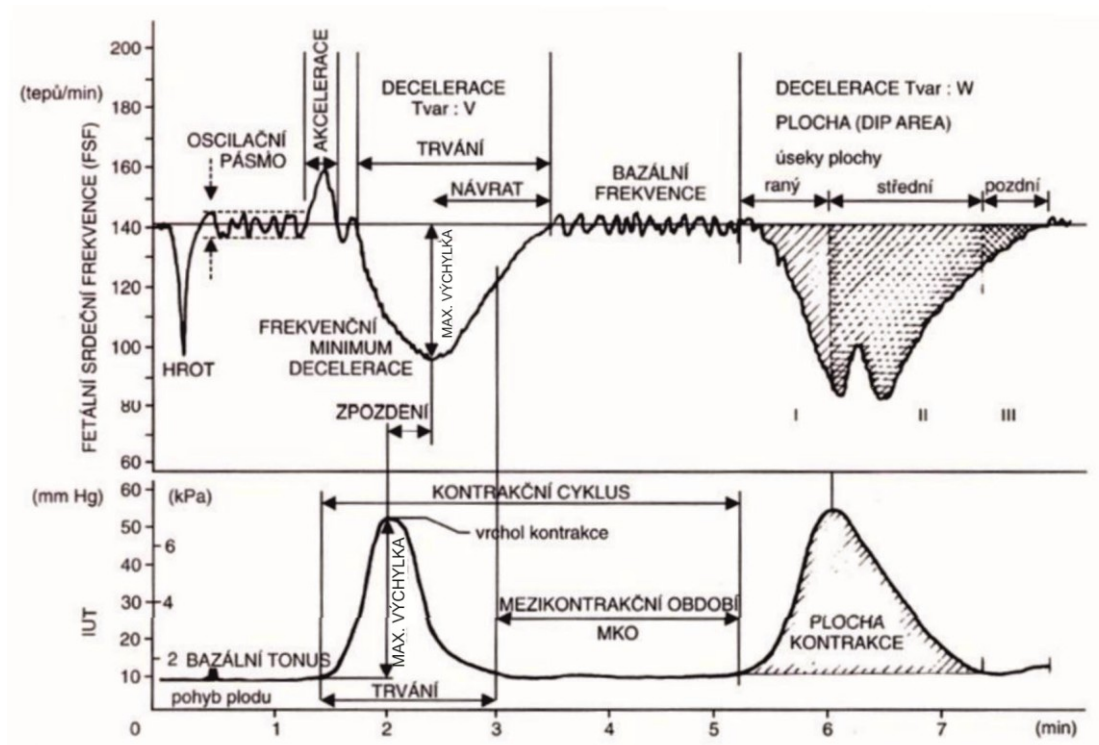
- děložní aktivity
- základní srdeční frekvence plodu (FHR), její změny a trendy v čase
- variability FHR
- zrychlení a zpomalení rytmu

Při hodnocení aktivity dělohy se sleduje několik faktorů, viz. Obr. 11.

- frekvence - doba mezi začátky jednotlivých kontrakcí, počítá se počet kontrakcí v intervalu 10 minut
- doba trvání – doba od začátku kontrakce do konce stejné kontrakce, normální hodnota se pohybuje v rozmezí 45-90 sekund



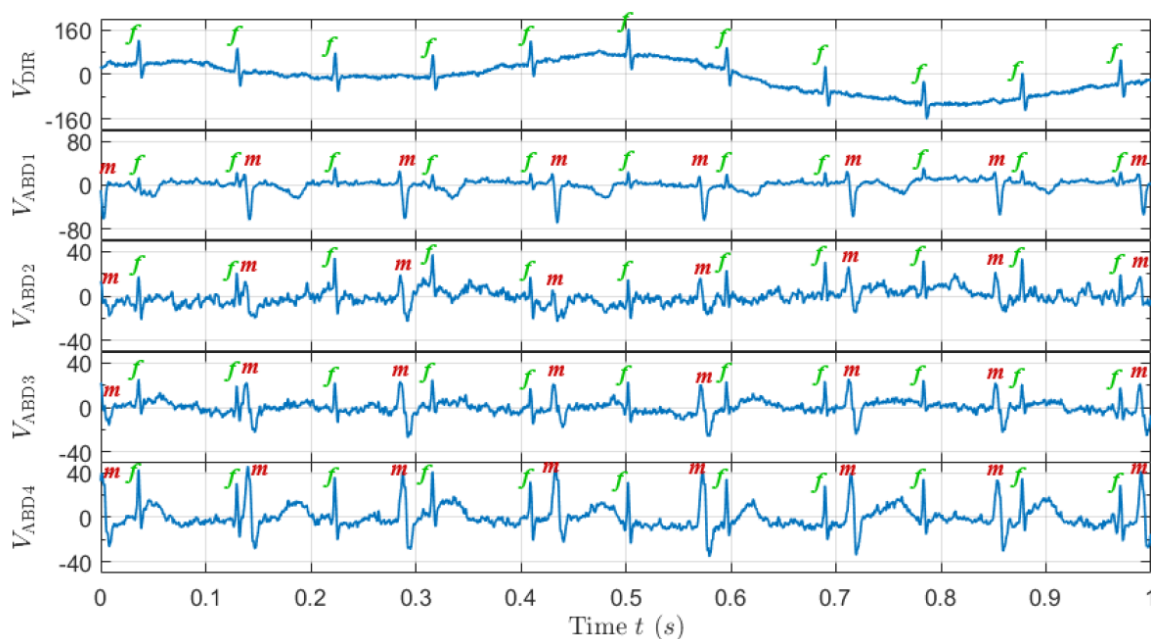
- intenzita – míra síly kontrakce, pouze při využití IUPC je možno vyhodnotit přesnou hodnotu
- bazální tonus – míra uvolnění dělohy mezi jednotlivými kontrakcemi, pro přesné stanovení je opět nutné použít IUPC, tlak v 1. době porodní je klasicky kolem 15 Torr, v 2. době porodní stoupne na hodnotu kolem 20 Torr.
- interval – doba mezi koncem jedné kontrakce a začátkem další kontrakce
- maximální výchylka – výška intrauterinního tlaku ve vrcholu kontrakce, maximální výchylka kontrakce není objektivní parametr její síly
- tvar – v ideálním případě má křivka pravidelný zvonovitý tvar



**Obrázek 11** – Popis KTG křivky, převzato a upraveno z [3]

### 2.2.3 Fetální elektrografie

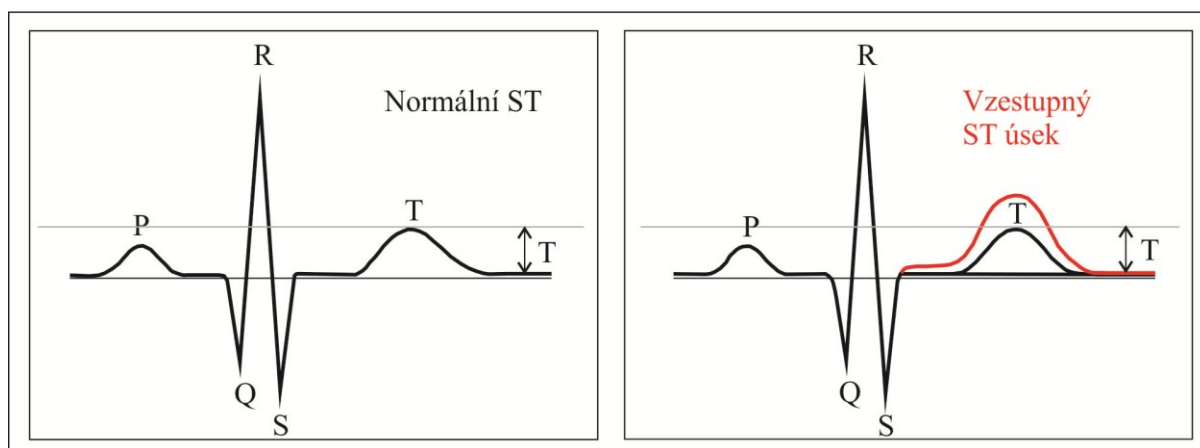
Fetální elektrografie je diagnostická metoda, která umožňuje sledovat EKG plodu. Je možné ji provádět invazivně pomocí skalpové elektrody (transvaginální fEKG) nebo neinvazivně (transabdominální fEKG). Na obrázku 12 je vidět ukázka invazivního ( $V_{DIR}$ ) a abdominálního ( $V_{ABD1}$ - $V_{ABD4}$ ) snímání plodu, spolu s vyznačenými QRS komplexy matky ( $m$ ) a plodu ( $f$ ) a rozdíly mezi nimi. Je jasné patrné, že neinvazivní snímání obsahuje celou řadu elementů, které je třeba odfiltrovat, abychom získali fEKG záznam.



**Obrázek 12** - Ukázka monitorování fEKG invazivní a neinvazivní metodou, převzato z [44]

Transvaginální metoda s sebou nese řadu rizik, jako je možná infekce, invazivní zákrok na hlavičce plodu a v neposlední řadě možnost použít metodu až v určité fázi porodu. Od roku 1999 se využívá tzv. analýza ST úseku (STAN) plodu. V nedávné analýze [28] bylo uvedeno, že KTG vyšetření bude vždy nespécifická metoda, která je silně závislá na subjektivní interpretaci vyšetřujících lékařů a vždy bude zatížena rizikem nesprávného uvažování personálu. Pro zlepšení této situace se nejnověji využívá právě ST analýza. STAN je systém pro sledování plodu, který zobrazuje FHR a informace vyplývající z analýzy ST intervalu fetálního EKG. V případě, že je plod hypoxémický, dochází k uvolňování kyseliny mléčné a draslíku. To způsobuje změny na membráně myokardu, které se na EKG křivce projevují právě vzestupem vlny ST, viz. obrázek 13. Schopnost fetálního srdce pumpovat krev závisí na rovnováze mezi spotřebou energie (pracovní zátěž myokardu) a procesy poskytující energii (metabolické reakce). Myokardiální buňky produkují energii nezbytnou

k udržení pracovní zátěže. Při normální práci, pokud je k dispozici dostatek kyslíku, fetální srdce využívá aerobní metabolismus. Energetická bilance je pozitivní a EKG vykazuje normální tvar ST vlny. Interval ST je složen ze segmentu ST a vlny T. Normální fetální ST interval je charakterizován horizontálním nebo vzestupným sklonem ST segmentu a T vlnou, která má konstantní a stabilní amplitudu. Během nedostatku kyslíku nebo intrapartální hypoxie je v buňkách srdečního svalu zahájen anaerobní metabolismus za účelem udržení produkce energie a funkce myokardu. Rozklad glykogenu zahajuje uvolňování iontů draslíku, to způsobuje zvýšení výšky T-vlny. Zvýšení T-vlny je nepřímým ukazatelem využití glykogenu v buňkách srdečního svalu. Deprese ST a negativní tvar T-vlny jsou další významné změny ST segmentu, které mohou predikovat ohrožený srdeční výkon [28] [54] [18] [62].



**Obrázek 13** - Vzestup vlny T, převzato a upraveno z [18]

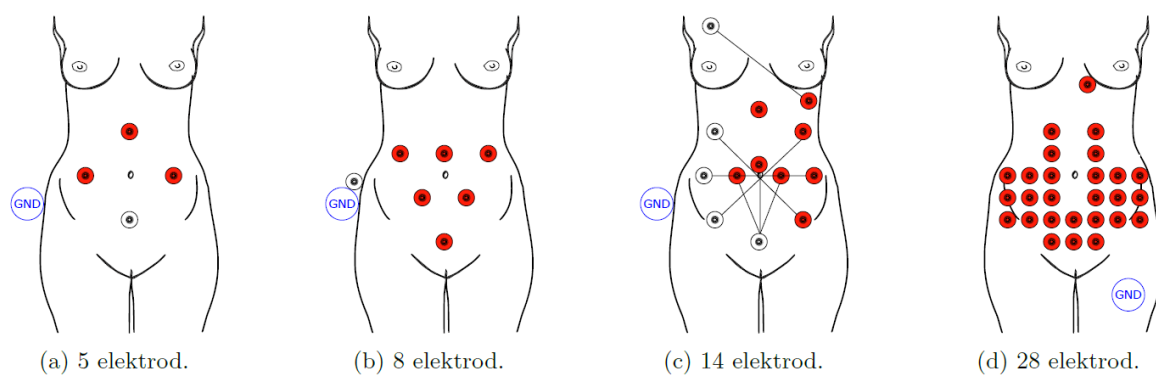
Přístroj STAN se skládá z monitoru ukazujícího fetální KTG a který zároveň dokáže analyzovat fetální EKG. Jde o neinvazivní systém připojený elektrodou k pokožce hlavy plodu, stejně jako elektroda KTG přístroje. Jedna skalpová elektroda zaznamenává celkové EKG, signál je nezbytný pro ST analýzu, a současně KTG. Využívá se elektroda s kovovou spirálou, aby bylo možné umístit ji na hlavičku plodu. V případě polohy koncem pánevním je možné elektrodu aplikovat na hýždě plodu. [18]. Signál fetálního EKG je automaticky zaznamenáván, zpracováván a analyzován systémem a výsledky jsou prezentovány na obrazovce. Pokud monitor detekuje jakoukoliv významnou změnu v intervalu ST, zobrazí se na hlavní obrazovce jako „ST událost“. Tyto ST události jsou považovány za patologické, ale jejich analýza je indikována jako doplněk ke sledovanému KTG. Bylo provedeno několik studií [30] a [31] o výhodách systému STAN a bylo zjištěno, že vzhledem k tomu, že interpretace KTG je zatížena subjektivním rozhodnutím vyšetřujícího, poskytuje metoda

STAN další a přesnější informace o stavu plodu. Potvrzení hypoxie plodu může být provedeno také odběrem krve z pokožky hlavy plodu během porodu, tato metoda však není běžně využívána. ST analýzu není možné hodnotit jako samostatnou metodu, vždy je potřeba ji vztahovat k aktuálnímu KTG záznamu [28].

Transabdominální měření fEKG je možné provést díky elektrodám umístěným na břiše těhotné ženy. Tato metoda může být použita i během porodu a její výhodou je právě její neinvazivnost a bezpečnost. To však s sebou nese řadu nevýhod s přenosem signálu. Vzhledem k tomu, že se měření provádí z elektrod, umístěných na břiše matky, je signál velice zatížen rušivými signály, především EKG matky (mEKG) a okolním šumem. Ten může obsahovat jak technické (síťový šum, elektrostatické potenciály), tak biologické (pohyby, svalová aktivita, děložní kontrakce) artefakty. Signál může být ovlivněn i vlivy jako je správné umístění elektrod, váha matky, pokročilost těhotenství apod. Signál EKG z břišních elektrod se skládá z několika složek, popisující rovnice [54]:

$$\overrightarrow{aEKG}(n) = \overrightarrow{fEKG}(n) + \overrightarrow{mEKG}(n) + \overrightarrow{\text{šum}}(n) \quad (1)$$

Rozložení elektrod při neinvazivní metodě monitorace může být různé, využívá se 5 - 28 elektrod. Kvalita záznamu může být závislá právě na počtu a umístění elektrod na břiše matky, umístění není přesně standardizováno, viz. obr. 14. V posledních letech je hlavní snahou fEKG stanovení FHR. V záznamu z břišních elektrod, se často překrývá QRS komplex matky a plodu. Dle [46] se frekvenční oblast fQRS pohybuje v rozmezí 10 až 15 Hz, mQRS v rozmezí 0,5 až 35 Hz. Z toho je patrné, že signály nelze jednoduše oddělit pásmovou filtrací a k extrakci je nutné volit pokročilejší metod. K extrakci samotného fEKG se využívá mnoho metod, viz. kap. 3.2 a bylo by jistě velkým přínosem a výzvou využívat neinvazivní fEKG v klinické praxi ve větší míře. [54].



**Obrázek 14** - Ukázka rozložení elektrod, aktivní elektrody - červené, referenční elektrody - bílé, zemnicí elektroda - GND, převzato z [54]

#### 2.2.4 **Fetální echokardiografie fECHO**

Fetální echokardiografie, ultrazvukové vyšetření srdce, funguje na principu Dopplerovského ultrazvuku. Jeho výhodou je, že dokáže zjistit morfologii fetálního srdce i směr průtoku krve a včas odhalit případné vývojové vady. Standardně se provádí ve 20. - 22. týdnu těhotenství. Dříve je vyšetření možné, ale vývoj fetálního srdce je ještě nedokončený. Do 22. týdne se vyšetření doporučuje z důvodu legislativy ČR, dle které je možné ukončit těhotenství z důvodu genetické vady do 24. týdne. V pozdějších týdnech je to možné jen z velmi vážných důvodů a po souhlasu etické komise. Nevýhodou vyšetření je nemožnost sledovat srdeční variabilitu plodu v delším čase. Vyhodnocení celého vyšetření závisí na zkušenostech vyšetřujícího lékaře a může být subjektivní [54] [56].

#### 2.2.5 **Fetální magnetokardiografie fMKG**

Magnetokardiografie je metoda, která velmi přesnými senzory snímá magnetické pole, které se vlivem elektromagnetické indukce tvoří při srdeční činnosti. K detekci se využívají senzory typu SQUID, které jsou založeny na Josephsonově jevu. Ten popisuje vznik elektrického proudu mezi dvěma supravodiči, které jsou odděleny velmi tenkou vrstvou izolantu. Metoda fMKG dokáže velmi přesně diagnostikovat morfologické změny a arytmie na srdci, protože způsobují změny právě v okolním magnetickém poli. Metoda je však v dnešní době v klasické praxi téměř nepoužívaná, je nákladná a vyžaduje velmi zkušený personál. Nevýhodou může být i potřeba dokonalého stínění od magnetického rušení, kdy je nutné mít prostory k tomu určené [57].

**Tabulka 3 - Srovnání jednotlivých metod monitorace plodu**

<b>Metoda</b>	<b>Technická realizace</b>	<b>Gestační věk (týdny)</b>	<b>Možné použití během porodu</b>	<b>Výhody</b>	<b>Nevýhody</b>
<b>KTG</b>	2 senzory – jeden pro měření FHR, druhý pro měření UC	$\geq 20$	ano	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Levné</li> <li>- Vyhlazenější křivky signálu</li> <li>- Monitorace děložních kontrakcí</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nelze posoudit variabilitu</li> <li>- Závislost na BMI matky</li> </ul>
<b>I-fEKG</b>	Fetální skalpová elektroda	pouze během porodu	ano	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Monitorace FHR</li> <li>- Velmi přesné</li> <li>- Morfologická analýza fEKG signálu</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Drahé</li> <li>- Invazivnost</li> <li>- Použití až během porodu</li> <li>- Nutnost zkušeného personálu</li> </ul>
<b>NI-fEKG</b>	Standardní EKG elektrody	$\geq 20$	ano	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Levné</li> <li>- Snadné ovládání, pohodlné pro matku</li> <li>- Kontinuální monitorace</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Nízké SNR</li> <li>- Velké množství nežádoucích signálů</li> </ul>
<b>fECHO</b>	UZV	$\geq 18$	ne	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Údaje o morfologii srdce a průtocích krve</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Relativně drahé</li> <li>- Nutnost zkušeného personálu</li> </ul>
<b>fMKG</b>	Senzory typu SQUID	$\geq 20$	ne	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Lepší morfologická analýza díky vyšší hodnotě SNR</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Drahé</li> <li>- Velmi náročné na vyškolený personál</li> <li>- Náročné na vybavené prostory</li> </ul>

## 2.3 Komerčně dostupné přístroje

V dnešní době je na trhu mnoho konkurenčních zařízení pro monitoring plodu a matky. Většina z nich používá ultrazvukový režim a režim děložní aktivity. Mezi nejčastěji měřené údaje patří fEKG, mEKG, krevní tlak a saturace matky. Mezi jednotlivými přístroji jsou rozdíly v dodatečných funkcích, v tom případě pak závisí výběr zařízení na daném pracovišti a využití. Přehled více systémů by byl nad rozsah této diplomové práce. Níže proto uvádím pouze výběr z dostupných zařízení a jejich specifika.

### 2.3.1 Philips Avalon

Bezdrátová monitorovací jednotka firmy Philips, Avalon PC, viz. obr. 15. Přístroj umožňuje externí i interní monitorování plodu a neinvazivní monitorování matky. Jednotka je připojitelná ke kardiokografům stejné značky. US sonda zajišťuje monitorování srdeční frekvence plodů, TOCO MP+ sonda pak monitoraci stahů dělohy a pulsu matky. K ní je možnost doplnit skalpovou elektrodu. Zařízení obsahuje další možnosti rozšíření, mezi ně patří monitorace srdeční frekvence více plodů, monitorace EKG skalpovými elektrodami, monitorace EKG matky nebo nitroděložního tlaku. Právě možnost použití skalpových elektrod může být jistě velkou výhodou zařízení a rozhodovacím faktorem při výběru na jednotlivá pracoviště. Výhodou zařízení jsou také bezdrátové sondy, které umožňují pacientkám volný pohyb a to i pod vodou. Jednotka obsahuje řadu funkcí a alarmů, zajišťující co nejlepší komfort pro pacientky i personál. Mezi výhody patří, stejně jako u většiny moderního přístrojového vybavení, rychlé nabíjení, vysoká kapacita baterií nebo indikace jejich stavu. Výhodou je i možnost ovládání prostřednictvím připojeného kardiokografu. Provozní dosah jednotlivých sond je uváděn až 100 metrů v závislosti na překážkách [37].





**Obrázek 15** - Kardiotokograf firmy PHILIPS, model Avalon s bezdrátovou monitorovací jednotkou Avalon CL. [37]

### 2.3.2 Monitory GE Corometrics

Řada Corometrics od firmy GE obsahuje několik typů monitorů. Nejvyšší řada obsahuje mimo měření běžných parametrů technologii Smart BP™, která během kontrakcí zpožďuje měření tlaku, čímž získává přesnější informace, viz. obr. 16. Srdeční frekvenci je možné monitorovat i interní sondou spolu s napětím děložní stěny [38].



**Obrázek 16** - Monitor firmy GE Corometrics 259 [38]

### 2.3.3 Monica Novii™

Bezdrátový systém firmy GE (viz. obr. 17) se vyznačuje především snazším užitím u pacientek s vysokým BMI. Nalepovací senzory by svým tvarem měly zamezit nesprávnému umístění na pacientce, což bývá často u žen s vyšším BMI častým problémem. Systém pracuje s rozdílností signálů křivek EKG matky a plodu, proto není ovlivněn hmotností pacientky. Stejně jako konkurenční přístroje umožňuje monitoraci srdeční frekvence plodu,

matky a děložní aktivity. Systém je možno připojit prostřednictvím Bluetooth ke všem monitorům Corometrics, které firma GE vyrábí [39].



**Obrázek 17** - Monitorovací systém firmy GE - Monica NoviiTM [39]

### 3 Rešerše současného stavu problematiky

#### 3.1.1.1 Metody digitalizace KTG

Jak již bylo zmíněno, kardiokografie zaznamenává srdeční frekvenci plodu spolu s kontrakcemi dělohy matky a je velmi populární metodou pro zjištění stavu plodu. Běžné přístroje měřící KTG většinou poskytují papírový záznam, který poté vyšetřující vizuálně interpretuje. Je jasné, že interpretace závisí na zkušenostech lékaře a má špatnou reprodukovatelnost. Problémem je i nedostatek databází s referenčními digitálními signály KTG a počet studií pro stanovení postupů pro automatickou analýzu KTG, které by se daly porovnávat s vizuální interpretací KTG. Podle [41] byl navržen elektronický postup, nazvaný eKTG, který by měl získat KTG signály z digitálních záznamů KTG, které vzniknou naskenováním papírových záznamů zpracovat. Postup zahrnuje 4 hlavní kroky: předběžné zpracování, globální prahování Otsu, extrakci signálu a kalibraci signálu. Validace systému byla provedena pomocí databáze „Intrapartum Cardiotocography Database CTU-UHB“ firmy Physionet, která obsahuje záznam 552 digitálních KTG. Pomocí programu MATLAB byl každý signál vykreslen a uložen jako samostatný obraz, který byl poté odeslán do eKTG. Digitální signály KTG byly porovnány s odpovídajícími signály dostupnými v databázi. Signál byl porovnáván z hlediska podobnosti signálu (použit byl korelační koeficient a střední kvadratická chyba (MSE)) i klinických rysů (základní linie, variabilita FHR, počet amplitud, trvání tachykardie nebo bradykardie, akcelerace a decelerace, trvání periody, děložní kontrakce (UC)). Hodnota korelačního koeficientu mezi eKTG a referenčními signály. Tento postup se tedy zdá být užitečným nástrojem pro přesnou extrakci signálů [41] [42].

Dle [42] byl vyvinut analyzátor KTG, který by měl podporovat vizuální interpretaci KTG objektivněji a bez závislosti na zkušenostech lékaře. Automatická analýza KTG vyžaduje digitalizaci trasování KTG za použití správné vzorkovací frekvence (SF). Cílem [42] bylo prozkoumat závislost automatické analýzy na vzorkovací frekvenci za účelem identifikace optimální SF pro trasování FHR a UC, která minimalizuje výpočty bez ohrožení interpretace KTG. Za tímto účelem byla gynekology posouzena a vizuálně anotována databáze „CTU-CHB intra-partum CTG database“. Záznamy FHR a UC, původně vzorkované při 4 Hz, byly vzorkovány nižší frekvencí 2 Hz, 1 Hz, 0,4 Hz a 0,2 Hz a automaticky analyzovány pomocí analyzátoru KTG. Výsledky získané automatickou analýzou byly nakonec porovnány s vizuálními anotacemi, které byly brány jako referenční.

Kumulativní statistický index (CSI) byl v rozmezí 0,00 % - 100,00 % definován jako lineární kombinace pozitivní prediktivní hodnoty (pravděpodobnost, která říká, zda je osoba, které vyšel pozitivní test, opravdu nemocná [43]), citlivosti, falešně pozitivní a falešně negativní hodnoty. Optimální vzorkovací frekvence byla definována taková, která maximalizuje CSI. Pokud CSI vykazoval stejnou hodnotu pro více než jednu vzorkovací frekvenci, byla z důvodu minimalizace výpočtů vybrána jako optimální ta nejnižší. Výsledky studie [42] dokazují, že OSF je pro FHR 2 Hz (kumulativní statistický index  $\geq 85,41\%$ ), zatímco pro UC je OSF 0,2 Hz (kumulativní statistický index  $\geq 85,41\%$ ) [42].

Dnešní medicína je charakteristická vývojem nového přístrojového vybavení a nových metod měření a vyhodnocování vyšetření. Ty by měly být účinnější, méně invazivní a v případě dlouhodobého sledování i méně nepříjemné. Invazivní metody obvykle zajišťují vyšší přesnost měření, protože zaznamenávají přímo signály vysílané sledovaným objektem. Před zavedením každé nové metody musí být její přesnost měření vyhodnocena ve vztahu k zavedené referenční metodě. Změna přístupu z invazivního na neinvazivní přístup je patrná na monitoraci plodu, kdy se během monitorace spoléhá na analýzu srdeční aktivity plodu. Zaznamenávání fetálního EKG během porodu skalpovou elektrodou bylo provedeno již v 60. letech 20. století. Jelikož se jedná o invazivní metodu s nutností odborného personálu, nenašla v klinické praxi větší uplatnění. Od 70. let se stala standardně užívanou metodou ultrazvuková technika, která je vhodná k monitoraci jak během těhotenství, tak během samotného porodu. Současné fetální monitory pracují na principu pulzní dopplerovské techniky.

Problematikou se zabývají studie [47] a [48], které jsou popsány níže. Princip fungování metod monitorace plodu je založen na měření délky plodových srdečních cyklů. U fetální elektrokardiografie je to interval  $T_{RR}$ , který označuje dvě po sobě jdoucí vlny R. Pokud je signál snímán ve správné kvalitě, lze pomocí algoritmů k detekci jednotlivých peaků, poměrně snadno detekovat R vlny. U dopplerovské ultrazvukové techniky je srdeční rytmus detekován pomocí obálky z ultrazvukové vlny, která vzniká odrazem od pohybující se části fetálního srdce, chlopně nebo stěny. Detekce peaku může ukazovat nesprávná data kvůli složitosti ultrazvukové obálky, proto se k detekci po sobě jdoucích srdečních rytmů používají korelační techniky, které uvažují plný tvar analyzovaného signálu. Nejčastěji je využívána metoda autokorelace s adaptivním výběrem okna nebo křížová korelace s proměnnou šablonou. Ta ale může být příliš citlivá na změny v ultrazvukovém signálu, což může způsobovat ztrátu dat. Hodnota vzdálenosti mezi dvěma po sobě jdoucími vrcholy autokorelační funkce odpovídá intervalu mezi dvěma po sobě jdoucími R vlnami na EKG. Hodnoty intervalu  $T_{RR}$  je možno převést dle rovnice

$$FHR [bpm] = \frac{60000}{T_{RR}} [ms] \quad (2)$$

na hodnotu fetální srdeční aktivity. Signál srdeční činnosti plodu analyzuje jako tištěný záznam lékař. Tato interpretace FHR zahrnuje detekci základní linie, akcelerace a decelerace. Jelikož signál FHR je získáván jednoduchým přepočtem intervalu  $T_{RR}$ , jsou někdy hodnoty intervalu  $T_{RR}$  a okamžité FHR používány zaměnitelně.

Předběžné vyhodnocení obou diagnostických technik ukazuje, že ultrazvuková metoda zajišťuje nižší přesnost měření délky srdečního cyklu než FECG. Ultrazvuková technika umožňuje detekovat R vlnu v čase, srdeční pohyby jsou pouze odezvou na elektrickou aktivitu srdce. Nejsnadnější postup k vyhodnocení přesnosti ultrazvukové metody lze provést porovnáním intervalů současně získaného ultrazvukového záznamu a fetálního elektrokardiogramu. Jako referenční údaj lze použít pouze elektrokardiogram plodu. Pokud není rozdíl signálů pozorovatelný, lze předpokládat, že vliv ultrazvukové metody na hodnocení FHR není významný. Při využití analýzy signálu FHR však vyvstává otázka, zda přímé srovnání skutečně ukazuje vliv ultrazvukové metody na hodnocení stavu plodu.

Jedním z nejdůležitějších znaků normální FHR je neustálá fluktuace v čase mezi dvěma rytmy, děj se nazývá jako krátkodobá variabilita. Ta je označována za nejdůležitější parametr při hodnocení FHR. Z důvodu spolehlivé periodicity ve směru a velikosti změn jsou tyto změny popsány dvěma parametry, amplitudou a frekvencí. K vyhodnocení obou typů variability lze použít různé časové domény (matematické indexy). Ty byly definovány na základě  $T_{RR}$  intervalů přesně určených z přímého fetálního elektrokardiogramu v době, kdy ještě nebyl možný výpočet indexů variability jinak, než pomocí externího počítače. V dalších letech se stala ultrazvuková dopplerovská technika standardním postupem monitorace, i když byly záznamy omezené na záznam a tisk signálu FHR. Postupně se začaly získávat signály z lůžkových monitorů, což umožnilo online automatickou analýzu FHR.

Autokorelační technika používaná v dopplerovské ultrazvukové metodě způsobuje průměrování dob vedlejších srdečních cyklů, a proto nemůže sledovat rychlé změny signálu FHR. Porovnáním těchto po sobě následujících hodnot s referenčními  $T_{RR}$  intervaly (stanovenými z fEKG) lze konstatovat, že chyba stanovení intervalu není náhodná, ale závisí na charakteristikách změn srdeční frekvence. Proto v některých fázích, kdy hodnota srdeční frekvence zrychluje, bere chyba pouze kladné hodnoty, zatímco při rychlém zpomalení pouze záporné hodnoty. Rozložení chyby měření FHR nemá žádný vliv na výsledky přímého porovnání signálů získaných pomocí popisné statistiky. Měli bychom však předpokládat, že rozdělení má významný vliv na hodnoty indexů variability, protože jsou definovány na

základě absolutního rozdílu mezi vedlejšími intervaly  $T_{RR}$ . Z toho vyplývá, že střední hodnota chyby stanovení daného indexu vypočtená v analyzovaném fragmentu nebude přímo záviset na střední hodnotě intervalu chyby, ale na okamžitém rozdělení intervalu v tomto analyzovaném fragmentu. Vzhledem k tomu, že definice indexů je založena na intervalu  $T$ , existuje otázka, zda lze vliv ultrazvukové metody vyhodnotit pouze ve vztahu k nepřesnosti přímo stanovených intervalů  $T_{RR}$  nebo je nutné použít složitější postup zahrnující vyhodnocení nepřesnosti indexů variability.

Bylo provedeno několik pokusů o analýzu FHR signálu, který byl získán pomocí dopplerovské ultrazvukové metody. Referenční signály byly získány z kanálu fEKG lůžkového monitoru. Moderní monitory, jejichž princip je založen na ultrazvukovém snímání, někdy umožňují i záznam elektrokardiogramu z hlavy plodu. Hlavním cílem tohoto postupu je minimalizace detekce nesprávných nebo zmeškaných rytmů. Tím je zajištěna kontinuita monitorování. Ke zkrácení výpočetního času hodnot FHR se používá nízká vzorkovací frekvence fEKG. Tím ale nelze považovat takto vypočtené intervaly  $T_{RR}$  a indexy variability FHR za referenční hodnoty. Vyhodnocení chyb indexů variability vyžaduje přesnost měření referenčních intervalů  $T_{RR}$  ne kratších než 1 ms, což je dáno vzorkováním signálu fEKG s frekvencí 2 kHz. V jiných pracích byly hodnoty FHR průměrovány na periodu 3,75 sekund nebo byla průměrná hodnota stanovena pro celý záznam. Vyhodnocení korelace mezi chybami indexů nebylo provedeno.

Cílem této studie bylo zhodnotit přesnost dopplerovské ultrazvukové techniky ve vztahu k fEKG porovnáním intervalů  $T_{RR}$ , ale i porovnáním vybraných parametrů kvantitativního popisu signálu – variability FHR. Bylo zkontrolováno, že je porovnání intervalů  $T_{RR}$  dostačující pro stanovení přesnosti analyzované metody a zjištěno, jak chyba měření intervalu ovlivňuje chybu indexů variability FHR, která byla vypočtena na těchto intervalech. To vyžadovalo vyřešení některých základních problémů jako dosažení simultánní nezávislé monitorace za použití dvou metod, synchronizaci naměřených hodnot pro stejné události a děje nebo vytvoření společné reprezentace metod ve stejné časové oblasti.

Měřicí stanice je ve studii [47] [48] složena z přenosného počítače s kartou pro sběr dat DAQCard-AI-16XE. Tato karta má osm analogových vstupů a A/D převodník, který pracuje s maximální vzorkovací frekvencí 200 kHz. Stanice je napájena bateriově, čímž je zabezpečena elektrická bariéra pacienta a minimalizuje se rušení elektrickým vedením. Postupy pro získávání a zpracování signálů byly provedeny v prostředí LabView. Signály

fetální srdeční frekvence byly zaznamenány fetálním monitorem MT-430. Monitor obsahuje ultrazvukový převodník, který periodicky vysílá (s frekvencí 3 kHz) ultrazvukovou vlnu o velmi nízkém příkonu menším než  $1,5 \text{ mW/cm}^2$ . Vlna odražená od pohybující se stěny nebo chlopně se vrací zpět do převodníku, který před vysláním další vlny funguje zároveň jako přijímač. Frekvenční posun mezi vysílanými a přijímanými vlnami je způsoben dopplerovským efektem a poskytuje informaci o rychlosti pohybujícího se objektu, na který je namířen ultrazvukový paprsek. Elektrický signál z převodníku se po demodulaci používá k detekci srdečního rytmu. Dopplerovský signál vztahující se k srdečním pohybům je zaznamenán i v audiofrekvencím rozsahu a je veden do reproduktoru. To může pomoci ke správnému umístění měniče na břicho matky.

Analýza dopplerovské obálky je obtížná kvůli složité struktuře signálu, který obsahuje komponenty pocházející z jednotlivých událostí srdečního cyklu. Kromě toho se tvar obálky mění s každým úderem. Metoda detekce založená na amplitudě je zbytečná, protože detekuje i události, které si navzájem neodpovídají v po sobě jdoucích cyklech. To vede k nesprávnému stanovení intervalu. Pro stanovení periodicity v dopplerovské obálce jsou relevantní techniky, které mají za cíl rozpoznat podobnost tvaru. V použitém fetálním monitoru MT-430 byla použita technika autokorelace. Bohužel má tato technika sklon průměrovat trvání po sobě jdoucích cyklů, i když se intervaly  $T_{RR}$  mění. Příliš široké časové okno, ve kterém je použit výpočet autokorelace, způsobuje silné průměrování intervalů  $TRR$  a tím způsobuje velkou ztrátu informací o variabilitě FHR. Naopak příliš úzké okno snižuje přesnost stanovení intervalu a jeho odolnost proti rušení. Nejčastěji se využívá délka okna 2 až 3 srdečních cyklů. Autokorelace poskytuje neustálou informaci o periodicitě signálu. Při každém posunu okna se vypočítává nová funkční hodnota, zatímco ve skutečnosti by měl být následující interval stanoven pouze s každou novou událostí, tj. novým srdečním úderem. Z toho důvodu je nutné použít metodu, která je schopna detekovat novou srdeční událost. Tou může být například metoda založená na analýze dominantního peaku při autokorelaci.

Po sobě jdoucí délky srdečního cyklu vyjádřené v milisekundách se transformují na okamžité hodnoty FHR, která je vyjádřena v bpm. Tyto hodnoty jsou zobrazeny a následně vytištěny na termocitlivý papír a lze je použít i v digitální podobě. Pro odesílání digitálních dat se nejčastěji využívá sériový přístup. Vzorky s rozlišením 1 bpm korespondují s přibližně 4 ms rozlišení  $T_{RR}$  při typické hodnotě FHR 135 bpm, to je ale pro analýzu variability FHR neuspokojivé. Monitor dokáže poskytnout hodnotu FHR s rozlišením 0,25 bpm přes analogový výstup ve formě napěťového signálu. Ke změně napětí dochází s každým dalším



detekovaným srdečním rytmem a tím je poskytována informace o aktuálním intervalu  $T_{RR}$ . V měřicí sestavě je napěťový signál přiváděn na analogový vstup karty a poté po zpracování A/D převodníkem použit k rekonstrukci intervalů  $T_{RR}$ , které ukazuje monitor plodu. Měřicí charakteristika byla vyhodnocena následujícím experimentem. Ultrazvukový měnič byl připojen k latexové desce a položen na povrch vody. Výška vodního sloupce určující vzdálenost mezi snímačem a reproduktorem byla nastavena na střední vzdálenost mezi srdcem plodu a mateřským břichem. Reproduktor je poháněn generátorem čtvercové vlny, který poskytuje frekvenci v povoleném rozsahu 50-210 bpm. Tímto způsobem byla testována linearita měřících charakteristik a poté vypočítán jejich sklon [47] a [48].

Ztráty signálu FHR a zejména jejich distribuce v segmentech po 1 minutě mají zásadní vliv na spolehlivost indexů popisujících variabilitu FHR. V referenčním signálu dominovaly velmi krátké epizody ztráty signálu, 85 % epizod nepřekročilo 2 úderů (53 % z nich - jedna tlukot). Na druhé straně se doba trvání těchto epizod ve FHR od americké metody více lišila a 85 % epizod trvalo 1 až 5 úderů (30 % z nich - jedna tlukot). Vliv ztracených rytmů na kvalitu zaznamenaných signálů FHR lze vyhodnotit pomocí grafu znázorňujícího procento ztracených rytmů v epizodách jednotlivých dob (obr. 5). Dominance velmi krátkých epizod ztráty signálu byla potvrzena elektrickým přístupem - přibližně 25 % ztracených rytmů patřilo k epizodám trvání jednoho úderu a více než 35% až dvou úderů. S ohledem na UZV bylo největší procento ztracených rytmů pozorováno v epizodách v délce od 3 do 5 rytmů. Získané výsledky potvrdily předchozí úvahy o spolehlivosti ultrazvukové techniky.

Vyhodnocení ultrazvukové metody bylo provedeno s ohledem na přesnost měření FHR a s ohledem na vliv této přesnosti na kvantitativní analýzu variability FHR. Vzhledem k tomu, že analýza variability FHR hraje hlavní roli při hodnocení fetální tísně, je hodnocení podmínek, které mohou mít vliv na účinnost této diagnózy, mimořádně důležité. Vzhledem k omezenému rozlišení lidského oka nemá přesnost ultrazvukové metody kritický dopad na vizuální interpretaci FHR. Dnešní standard je však automatizovaná analýza FHR zahrnující výpočet indexů variability, jejichž prediktivní hodnoty pro hodnocení pohody plodu jsou považovány za velmi vysoké. Analýza technik zpracování Dopplerovy obálky a indexů vedla k závěru, že algoritmy pro stanovení indexů variability FHR jsou nejcitlivější na metodu záznamu signálu. Ačkoli byl tento problém široce diskutován, otázka: „Jaký je skutečný vliv přesnosti měření  $T_{RR}$  na indexy popisující variabilitu FHR?“ dosud nebyla v tomto článku [48] zodpovězená.

Článek [47] navrhuje proces porovnávání dvou různých metod monitorování srdeční frekvence plodu, konkrétně fEKG a KTG a je tedy velmi podobný této práci. Zohledňuje problémy spojené s porovnáváním různých biomedicínských signálů - neuspokojivou použitelnost výsledků získaných přímým porovnáním signálů. Vysoká spolehlivost výsledků porovnávání může být zajištěna pouze pomocí klinicky významných parametrů určených pro signály získané oběma analyzovanými metodami. Článek uvádí důležitost přípravy výzkumného materiálu, aby se zajistilo, že výsledky nebudou ovlivněny různými podmínkami měření. Byly analyzovány dva různé způsoby měření signálu srdeční frekvence plodu: nepřímá elektrokardiografie pro zaznamenávání elektrické aktivity srdce z břišní stěny matky a metoda pulzního Dopplera ultrazvuku založená na mechanické aktivitě fetálního srdce. Žádnou z těchto metod nelze považovat za referenční vzhledem k řadě identifikovaných zdrojů chyb měření. V této diplomové práci je považována za referenční metoda KTG.

Existuje silné přesvědčení, že ultrazvuková metoda, užívaná v klinické praxi, může sloužit jako reference. Na druhé straně pozorujeme rostoucí očekávání nepřímé fetální elektrokardiografie, zejména s ohledem na její aplikaci na telemonitoring těhotenství v domácím prostředí. Výše uvedené problémy odůvodňovaly potřebu srovnání mezi elektrokardiografií a ultrazvukovou metodou prezentovanou v [47] s ohledem na použitelnost získaných výsledků. Složitý proces synchronizace a validace dat v rámci výzkumného materiálu vedl k 60 párům signálů FHR s průměrnou dobou trvání asi 33 minut. Získaná nízká úroveň ztráty signálu (4,5 % pro UZV a 1,8 % pro FECG metodu) umožnila provádět přímé i nepřímé porovnání - pomocí klinicky relevantních parametrů.

Z přímého srovnání bylo zjištěno, že mezi metodami není znatelné zkreslení měření. Střední rozdíl mezi signálem FHR\_E a FHR\_U byl roven -0,2 bpm ( $SD = 0,38$  bpm). Na druhé straně byl průměrný absolutní rozdíl měřený mezi metodami, důležitý jak pro vizuální, tak pro počítačovou analýzu signálu, roven 1,2 bpm. Pokud jde o typickou hladinu FHR asi 140 tepů za minutu, má nekonzistence hodnotu asi 0,9 %. Tyto výsledky jsou podobné těm, které byly získány v [63] kde byla ultrazvuková metoda porovnána s referenční přímou fetální elektrokardiografií.

Takové drobné rozdíly neovlivňují vizuální hodnocení signálu FHR, v úvahu je nutno brát i limit rozlišení tiskárny i lidského. Při analýze výsledků nepřímého srovnání se však pomocí parametrů kvantitativně popisujících klinické příznaky zaznamenaly nesrovnalosti

několika procent. Toto zejména ovlivňuje vzorce citlivé na okamžité rozdíly v hodnotách FHR, jako je akcelerace a zejména decelerace [47].

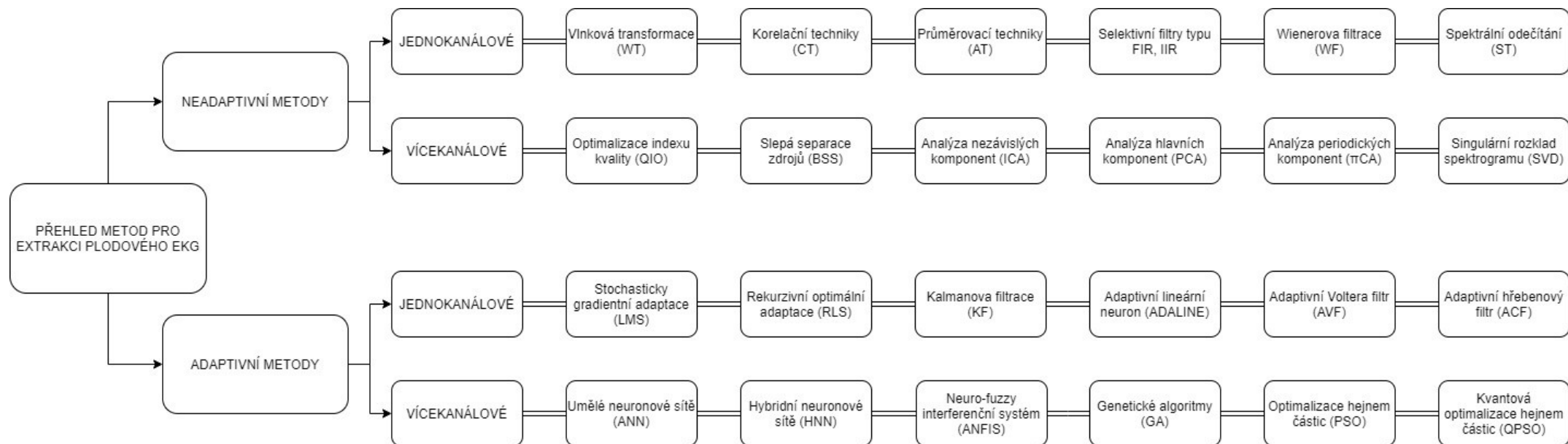
Výsledky získané pro dlouhodobé a krátkodobé indexy variability FHR ukazují významné nadhodnocení jejich hodnot v signálu získaném pomocí elektrokardiografie o 10 %, respektive 50 %. Výsledky práce [48] ukazují, že ultrazvuková metoda souvisí s přímou referenční fEKG, na rozdíl od fEKG, která poskytuje výrazně vyšší variabilitu FHR. Proto dochází k závěru, že indexy variability pro signál FEKG získané z břišní stěny představují skutečnou variabilitu FHR, zatímco v ultrazvukové metodě jsou významně podceňovány.

Závěrem [47] lze říci, že abdominální fetální elektrokardiografie, považovaná za alternativu k ultrazvukovému přístupu pro určité aplikace (těhotenský telemonitoring), významně neovlivňuje interpretaci signálu FHR. Rovnocennost těchto metod byla potvrzena jak pro vizuální hodnocení, tak pro automatickou analýzu signálů. Přes nedostatek referenčních signálů lze nepřímo prokázat, že elektrokardiografie břicha plodu poskytuje spolehlivější popis okamžité variability FHR. Další výhodou oproti ultrazvukové metodě je nižší ztráta signálu. Nicméně tento závěr vyplývající z analýzy signálů shromážděných v nemocničních podmínkách může být podroben konečnému ověření, když se obě metody budou široce uplatňovat v systémech telemonitorace [47].

### 3.2 Přehled metod k extrakci EKG

Signál fEKG obsahuje velké množství nežádoucích složek pocházejících z biologických zdrojů, ale i z okolních elektrických zařízení, které zaznamenaný signál kontaminují. Většinu těchto nežádoucích signálů lze eliminovat konvenčními technikami zpracování signálů (např. lineární filtrování). Při zpracování fEKG je proto hlavní výzvou potlačení mateřské složky signálu (mEKG). Vzhledem k tomu, že se oba signály překrývají ve frekvenční i časové oblasti, musí být pro extrakci fEKG použity pokročilé metody zpracování signálů. fEKG lze extrahovat z jednokanálových nebo vícekanálových zdrojů. Pro extrakci složky fEKG ze signálu aEKG lze obecně použít několik metod, které lze rozdělit do dvou skupin: adaptivní a neadaptivní. Adaptivní metody využívají filtry, které jsou samy schopny upravovat své řídicí parametry podle informací ve filtrovaném signálu. Dokážou se tedy adaptovat na daný systém nebo mechanismus a není u nich nutné nastavovat koeficienty podle měnících se hodnot systému. V případě adaptivních metod je nutné použít hrudní elektrody, které poskytují referenční mEKG signál. Tato skutečnost může být v klinické praxi nevýhodou. Kromě toho souvisí účinnost adaptivních metod s nastavením adaptivního filtru. Optimální nastavení závisí na gestačním věku, poloze plodu atd. Naproti tomu neadaptivní metody tuto vlastnost nemají, hodnoty systému zůstávají nastaveny stejně jako při počátečních podmínkách a nemění se. Přehledu metod se v [49] podrobně věnuje K. Barnová, viz. Tabulka 4. Jak se ukazuje, k nejlepší extrakci dochází kombinací jednotlivých metod [49] [50].

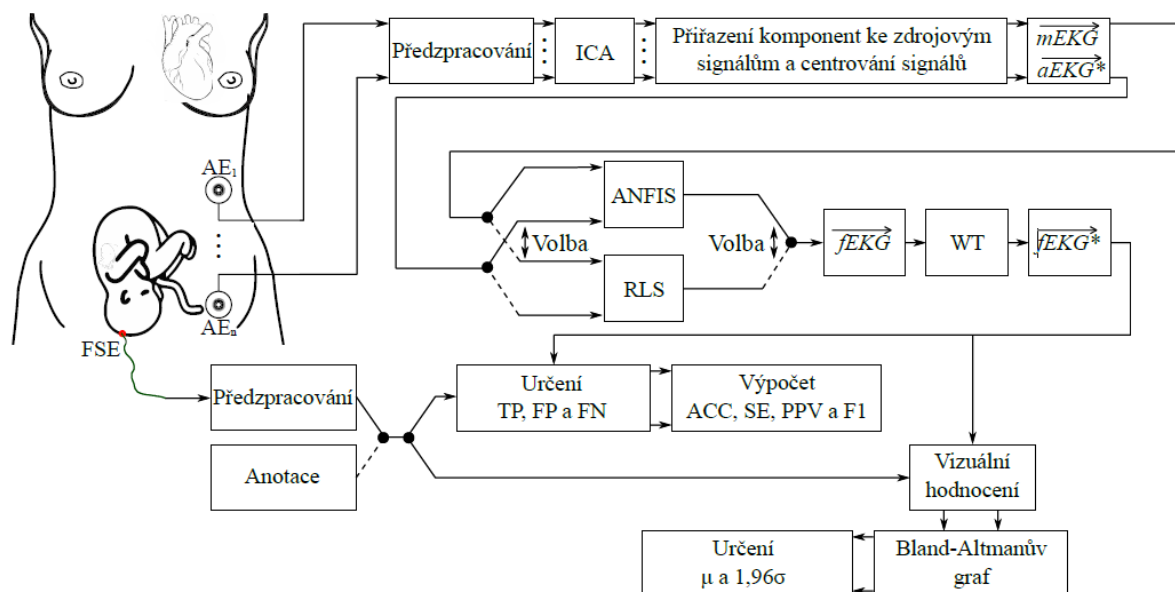
**Tabulka 4 - Přehled metod k extrakci EKG, převzato a upraveno z [49]**



### 3.3 Hybridní metody, přehled současného stavu

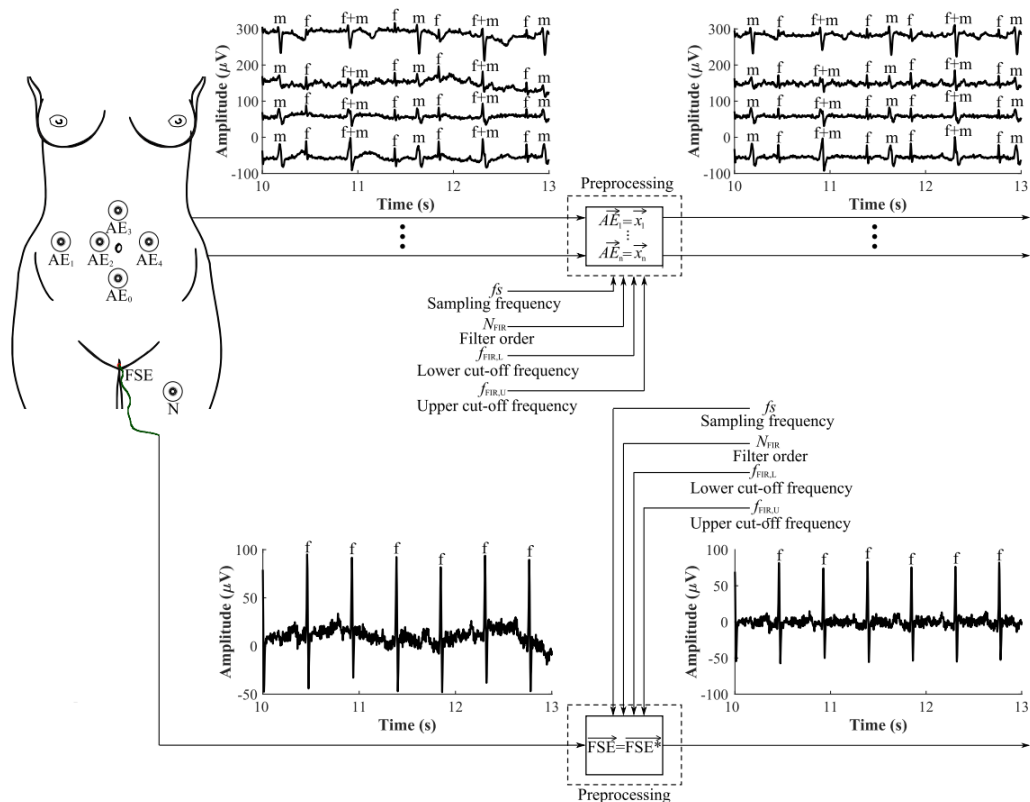
Studie [45] se zaměřuje na návrh, implementaci a následné ověření nového typu hybridního extrakčního systému pro zpracování neinvazivního fetálního elektrokardiogramu (NI-fEKG). Navržený systém kombinuje výhody jednotlivých adaptivních a neadaptivních algoritmů. Pilotní studie uvádí dva inovativní hybridní systémy s názvem ICA-ANFIS-WT a ICA-RLS-WT. Jedná se o kombinaci nezávislého adaptivního neurofuzzy inferenčního systému (ANFIS) a algoritmu vlnkové transformace (WT). Studie byla provedena na datech z klinické praxe (rozšířená databáze ADFECGDB a databáze Physionet Challenge 2013). Byly využity údaje neinvazivního sledování variability srdeční frekvence plodu na základě stanovení celkové pravděpodobnosti správné detekce (ACC), citlivosti (SE), pozitivní prediktivní hodnoty (PPV) a harmonického průměru mezi SE a PPV (F1). Funkčnost systému byla ověřena na základě relevantní reference získané invazivním způsobem pomocí skalpové elektrody (databáze ADFECGDB) nebo v rámci druhé databáze informacemi z anotací (Databáze Physionet Challenge 2013). Studie ukázala, že hybridní systém ICA-RLS-WT dosahuje lepších výsledků než systém ICA-ANFIS-WT. Během experimentu v databázi ADFECGDB dosáhl hybridní systém ICA-RLS-WT  $ACC > 80\%$  na 9 záznamech z 12. Zatímco hybridní systém ICA-ANFIS-WT dosáhl  $ACC > 80\%$  pouze na 6 nahrávkách z 12. Během experimentu s databází Physionet Challenge 2013 dosáhl hybridní systém ICA-RLS-WT  $ACC > 80\%$  na 13 záznamech z 25 a ICA-ANFIS-WT hybridní systém dosáhl  $ACC > 80\%$  pouze na 7 záznamech z 25. Oba hybridní systémy dosáhly prokazatelně lepší výsledky než jednotlivé algoritmy testované v předchozích studiích.

Níže je popsáno, jaký byl koncept zpracování dat ve studii [45], ze kterého bude vycházet zpracování algoritmů v této práci. Koncept nového hybridního extrakčního systému pro monitorování variability FHR je založený na NI-fEKG. Modifikace variabilních křivek FHR byla detekována v průběhu času na základě rozhodování a pohyblivého průměrování využitého ve všech 12 popsanych záznamech. Statistické srovnání proměnné FHR bylo odhadované v průběhu času pomocí dvou nových hybridů metody ICA-ANFIS-WT a ICA-RLS-WT [45].



**Obrázek 18** – Schéma implementovaného hybridního systému, převzato z [54]

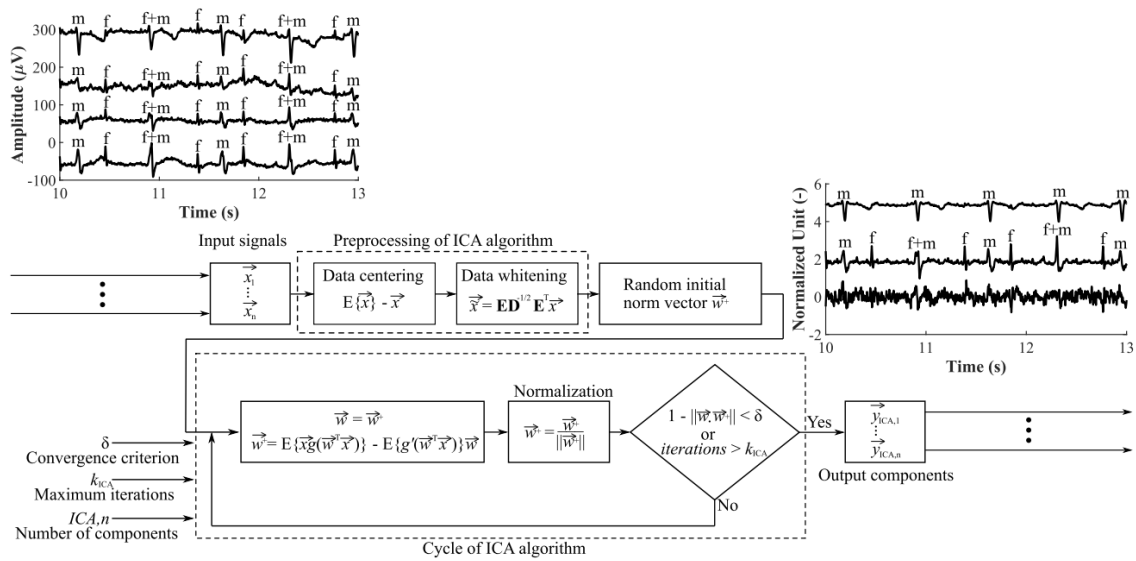
Použité metody se skládají z několika kroků, které se skládají postupně a vedou k dokončení úspěšné extrakce signálu fEKG. Příklad extrakce na blokovém schématu je zobrazen na záznamu r01. Nejprve jsou přiváděny alespoň 2 měřené signály na aEKG blok k předzpracování, kde se provádí počáteční nastavení signálu, viz obr. 18 [45].



**Obrázek 19** – Ukázka předzpracování signálu, blokové schéma, převzato z [54]

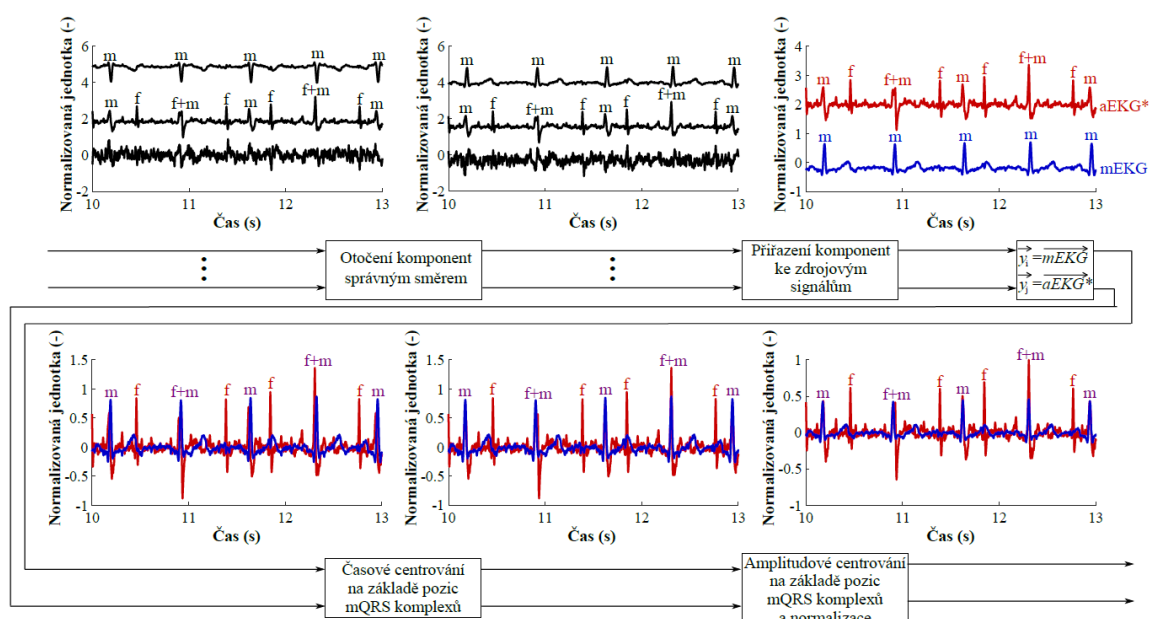
Rozložení elektrod na tomto obrázku je založeno na databázi ADFECGDB. Vstupní signály jsou označeny jako AE1 až AE4, referenční signál označen jako AE0 a aktivní zem je označena jako N. Je možné vybrat jakýkoli filtr určitého pásma, ale v případě [45] byl vybrán filtr FIR. Při použití pásmového filtru je možné nastavit nižší mezní kmitočet  $f_{FIR, L}$ , horní mezní kmitočet  $f_{FIR, U}$ , pořadí filtrů  $N_{FIR}$  a navíc je nutné nastavit vzorkovací frekvence  $f_s$  použitých vstupních aEKG signálů. Nastavení aEKG signály,  $f_{FIR, L} = 3$  Hz,  $f_{FIR, U} = 150$  Hz,  $N_{FIR} = 500$  a  $f_s = 500$ ; Bylo nastaveno 1 000 Hz (5 záznamů z databáze ADFECGDB mělo vzorkovací frekvenci 1 kHz a 7 záznamů mělo vzorkovací frekvenci 500 Hz). Vybrané pásmo nemůže žádným způsobem poškodit signál fEKG, protože fetální komplex QRS je dle [46], v rozmezí 10 až 15 Hz. Filtr FIR používaný se sadou pásmových propustí je navržen tak, aby eliminoval variaci izolinií, ale také například k odstranění hluku ve formě mateřských a fetálních pohybů. Signály po předzpracování jsou poté přivedeny na ICA blok algoritmu, viz obr. 19.





**Obrázek 20** – Blokové schéma ICA algoritmu, převzato z [54]

Tento blok je tvořen z komponent ICA,  $n$ , konvergenčního kritéria  $\delta$  a maximálního počtu iterací cyklu  $k_{ICA}$ . Pro účely konkrétní práce byly nastaveny hodnoty  $ICA, n = 3$ , a  $k_{ICA} = 10$ . Výstup algoritmu ICA je pak tvořen 3 komponenty. Popsané schéma ukazuje, že ve většině případů jedna složka prakticky odpovídá signálu mEKG, druhá složka odpovídá signálu aEKG se zvýšeným signálem fEKG současně úroveň amplitudy jako signál mEKG (označený jako aEKG \*) a třetí složka odpovídá šumu. Jednotlivé komponenty jsou v různém pořadí v závislosti na době, kdy je algoritmus ICA spuštěn. Mají změněnou amplitudu. V důsledku standardizace v rámci cyklu jsou složky otáčeny a navíc jsou komponenty časově posunuty. Z tohoto důvodu jsou výstupní komponenty přiváděny do automatického středícího bloku, ve kterém jsou komponenty nejprve diferencované a poté otáčené správným směrem.



**Obrázek 21** – Algoritmus centrování, blokové schéma, převzato z [45]

Následně je, na základě komplexů mQRS, složka odpovídající signálu mEKG amplitudově a časově sladěna, přičemž složka odpovídá signálu aEKG\* se zvýšeným signálem fEKG. Nakonec je provedena opětová standardizace, protože na amplitudě během centrování dochází ke změnám. Pokud je při automatickém centrování výsledek neuspokojivý, je možné použít ruční centrování, kde uživatel subjektivně vybere signál mEKG a signál aEKG\* s vylepšeným signálem fEKG a pak uživatel zarovná signály podle amplitudy a času. Po dokončení automatického nebo ručního centrování jsou signály standardizovány. Ve zbývajícím průběhu programu, mají výstupní signály, včetně výstupních signálů fEKG bezrozměrnou jednotku. Signály jsou tedy připraveny pro vstup do adaptivního algoritmu a na následnou extrakci signálu fECG. Nyní je možné vybrat buď extrakci fECG signálu pomocí algoritmu ANFIS, nebo pomocí algoritmu RLS. Pomocí algoritmu ANFIS je možné zvolit tvar části funkcí  $\mu_{ANF}$ , počet funkcí ANF,  $n$  a počet epoch kANF. Jak již bylo zmíněno, hybridní kombinací ve studii [45] byl algoritmus BP a LMS. Naopak, při použití algoritmu RLS, musí být vybráno pořadí filtrů NRLS a koeficientu  $\lambda$ . Výhodou tohoto algoritmu je fakt, že pracuje rychleji než ANFIS algoritmus. V této studii došlo k optimalizaci nastavení filtru pro oba algoritmy, tím byla dosažena co nejvyšší přesnost extrakce signálu fECG. Kromě toho byly testovány všechny možné kombinace vstupních signálů pro každý záznam. Celkem bylo testováno 11 možných kombinací. Podobná optimalizace byla použita i v k testování algoritmu RLS. Tímto způsobem Bylo vygenerováno 50 výstupů pro jeden záznam algoritmu RLS, tj. 550 výstupů pro celý záznam.

Nakonec byla pro optimální nastavení algoritmu RLS nalezena nejvhodnější kombinace vstupních signálů pro každý záznam. Výstupní signály fECG z adaptivních algoritmů jsou zpočátku standardizovány a poté jsou upraveny (vyhlazeny) v posledním bloku pomocí algoritmu WT. Tento algoritmus ale nebude v této práci použit. Výstupem algoritmu WT je fECG\*, což je vyhlazený fECG signál označovaný jako ICA-ANFISWT. Důvod pro vyhlazení signálů fECG je zvýraznění R-píků pro následný odhad proměnné FHR v čase, což je hlavním cíl studie [45].

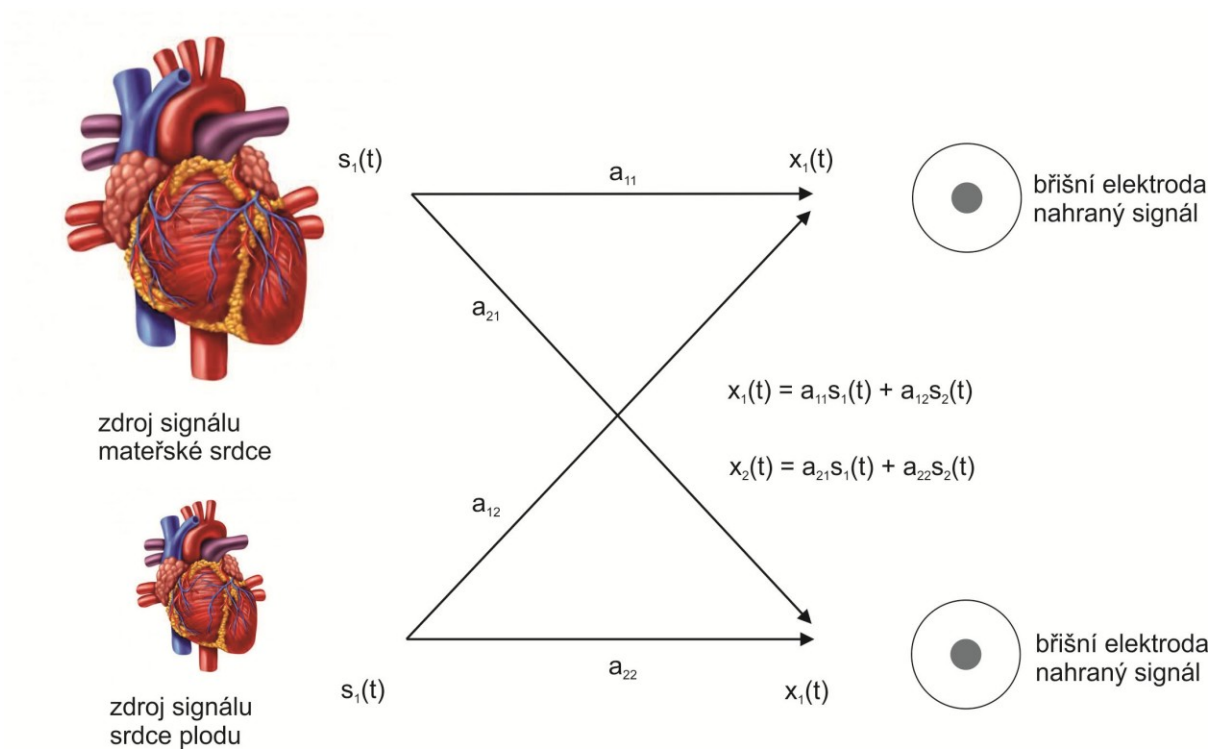
### 3.4 Analýza nezávislých komponent ICA

Mezi neadaptivní vícekanálové metody patří analýza nezávislých component ICA. Ve svých pracích ji pro extrakci fEKG využívají [51], [52], [53]. De Lathauwer a kol. [51] aplikovali analýzu nezávislých komponent na zpracování signálu fECG jako první a vysvětlili, že se jedná o poměrně náročný přístup. Zaměřili se na přímou rekonstrukci různých statisticky nezávislých zdrojů bioelektrických signálů, zatímco mateřské i fetální srdce považovali za důležitý zdroj diagnostických informací a věnovali zvláštní pozornost šíření těchto signálů směrem k záznamovým elektrodám. Jejich řešení je neparametrické a nezakládá se na průměrování vzorků, což může být problém při detekci a analýze atypických změn srdeční frekvence. Marrosero a kol. [52] v práci srovnává tři metody založené na ICA. Detekci FHR z reálných i syntetických záznamů dokázali, že metoda Mermaid algoritmus je výrazně lepší než zbylé dvě testované metody (Infomax, FastICA). Sameni a kol. [53] použili metodu ICA pro extrakci signálů fECG, přičemž zohlednili dimenzionalitu těchto signálů a teorii dipólu srdce. Interpretace nezávislých složek získaných z více svodů byla v práci úzce spjata se znázorněním vektorových kardiogramů jednotlivých signálů. Použitím dynamických filtrů by mělo být možné použít dynamický model, který je časově synchronní s mECG, a tím odstranit mateřskou složku při zachování fetální komponenty [50].

V mateřském těle jsou dva zdroje signálu, mateřské srdce a srdce plodu. Obě srdce produkují signály, které lze měřit pomocí elektrod umístěných na břiše matky. Břišní elektrody měří jak mateřské, tak fetální signály. Obecně se problému, kdy signál obsahuje více složek, říká Cocktail-party problém. Signál z mateřské elektrody je označen jako  $x_1(t)$  a druhý signál (fetální) jako  $x_2(t)$ . Každý z těchto zaznamenaných signálů byl generován vážením signálů  $s_1(t)$  a  $s_2(t)$  jednotlivých zdrojů signálu (srdce). Vztah mezi signály získanými z elektrod  $x_i(t)$  a signály generovanými jednotlivými srdci  $s_i(t)$  lze vyjádřit vztahem níže. Parametr  $a_i$  značí vzdálenost jednotlivých elektrod od zdroje signálu. To bohužel není možné s přesností určit, proto se předpokládá, že signály  $s_1(t)$  a  $s_2(t)$  jsou statisticky nezávislé [50] [54].

$$x_1(t) = a_{11}(t)s_1(t) + a_{12}(t)s_2(t) \quad (3)$$

$$x_2(t) = a_{21}(t)s_1(t) + a_{22}(t)s_2(t) \quad (4)$$



**Obrázek 22** - Princip metody ICA - upraveno z [50]

### 3.5 Metoda JADE

(Joint Approximate Diagonalization of Eigen matrices algorithm)

Přibližné diagonalizované spojení vlastních matic (JADE) je metoda separace slepých zdrojů na základě diagonalizace tenzoru kumulativního čtvrtého řádu (pro jednoduchost to nazýváme kumulativní tenzor) [60].

Kumulativní tenzor je čtyřrozměrné pole, jehož záznamy jsou dány křížovými kumulanty čtvrtého řádu (Tensor je v matematice objekt, který je zobecněním pojmu vektor. Zatímco složky vektoru je možné označit jedním indexem, tenzor může mít více indexů[61])

$$cum(x_i, x_j, x_k, x_l) = E\{x_i x_j x_k x_l\} - E\{x_i x_j\}E\{x_k x_l\} - E\{x_i x_k\}E\{x_j x_l\} - E\{x_i x_l\}E\{x_j x_k\} \quad (5)$$

kde  $x_i$  představuje naměřenou směs zdrojových signálů,  $i, j, k, l = 1 \dots n$ , kde  $n$  je počet měřených směsí a  $E\{\}$  jsou očekávaná data. Žádoucí vlastností kumulantů je to, že všechny kumulanty lineární kombinace lze získat jako lineární kombinaci datových kumulantů. V tom případě kumulanty obsahují veškeré informace čtvrtého řádu dat. Kumulativní tenzor je lineární operátor definovaný kumulanty čtvrtého řádu, které definují lineární transformaci v prostoru matic  $n \times n$ . Takto je možno definovat lineární transformaci v lineárním prostoru dimenze  $n \times n$ . Prvek  $i, j$  matice daný transformací  $\mathbf{F}_{ij}$  je definován jako:

$$\mathbf{F}_{ij}(\mathbf{M}) = \sum_{kl} m_{kl} cum(x_i, x_j, x_k, x_l) \quad (6)$$

kde  $m_{kl}$  jsou prvky transformované matice  $\mathbf{M}$ . Kumulativní tenzor jako jakýkoli symetrický operátor má rozklad vlastní hodnoty. Vlastní matice tenzoru je matice taková, kde:

$$\mathbf{F}(\mathbf{M}) = \lambda \mathbf{M} \quad (7)$$

kde  $\lambda$  je skalární vlastní hodnota.

Zvažovaná bělená data:  $\mathbf{z} = \mathbf{V}\mathbf{x} = \mathbf{V}\mathbf{A}\mathbf{s} = \mathbf{W}^T\mathbf{s}$ , kde  $\mathbf{z}$  jsou bělená data,  $\mathbf{V}$  je bělicí matice,

$\mathbf{x}$  jsou smíšené signály,  $\mathbf{A}$  je směšovací matice,  $\mathbf{s}$  jsou požadované zdrojové signály, kde má kumulační tenzor  $\mathbf{z}$  speciální strukturu, která je vidět v rozkladu vlastní hodnoty. Každá maticemi tvar:

$$\mathbf{M} = \mathbf{w}_m \mathbf{w}_m^T \quad (8)$$

pro  $m = 1, \dots, n$  je vlastní matice. Vektor  $\mathbf{w}_m$  je jednou z řad matice  $\mathbf{W}$ . Lze ukázat, že:

$$F_{ij}(\mathbf{w}_m \mathbf{w}_m^T) = w_{mi} w_{mj} kurt(s_m) \quad (9)$$

kde  $kurt(s_m)$  je kurtóza odpovídajícího zdrojového signálu  $s_m$ . Je to proto, že všechny prvky kumulačního tenzoru, jehož indexy se rovnají nule, se v důsledku nezávislosti zdrojových signálů neliší. Můžeme to pozorovat tak, že kdybychom znali vlastní matice, mohli bychom snadno získat nezávislé komponenty. Vše výše lze přeformulovat následovně: Matice  $\mathbf{W}$  diagonalizuje  $\mathbf{F}(\mathbf{M})$  pro libovolné  $\mathbf{M}$ . To znamená, že  $\mathbf{W} \mathbf{F}(\mathbf{M}) \mathbf{W}^T$  je diagonální. Je to proto, že matice  $\mathbf{F}$  je úhlopříčka pro lineární kombinaci pojmů formy  $\mathbf{w}_i \mathbf{w}_i^T$  za předpokladu, že platí model ICA. Můžeme tedy vzít sadu různých matic  $\mathbf{M}_i$ ,  $i = 1, \dots, k$  a zkusit udělat  $\mathbf{W} \mathbf{F}(\mathbf{M})_i \mathbf{W}^T$  co nejvíce úhlopříčně. V reálné situaci model nedrží přesně a chyby v datech znemožňují přesnou diagonalizaci. Při diagonalizaci je třeba změřit diagonálnost matice  $\mathbf{W} \mathbf{F}(\mathbf{M})_i \mathbf{W}^T$ . To je možné pomocí následujícího měření.

$$J_{JADE}(\mathbf{W}) = \sum_i \|\text{diag}(\mathbf{W} \mathbf{F}(\mathbf{M})_i) \mathbf{W}^T\|^2 \quad (10)$$

kde  $\|\text{diag}()\|^2$  znamená součet čtverců úhlopříčky.

Rozhodující je výběr sady matic  $\mathbf{M}_i$ . Jednou z možných a přirozených možností je vzít si vlastní matice kumulativního tenzoru, což je přesně to, co JADE algoritmus dělá [54] [60].

## 4 Statistické zpracování výsledků

Pro vyhodnocení byly použity 4 celky naměřených dat EKG a KTG (Subjekt\_1, Subjekt\_2, Subjekt\_3, Subjekt\_4). Subjekty absolvovaly vyšetření ve čtyřech po sobě jdoucích dnech v 36. týdnu těhotenství. Záznamy byly nahrávány vždy 15 minut. Data byla zpracovávána v prostředí Matlab pomocí metody ICA - JADE. K porovnání je využit Bland-Altmanův graf.

### 4.1 Bland-Altmanův graf

Bland-Altmanův graf, někdy také nazývaný rozdílový graf, se využívá především v analytické chemii a biomedicině. Metoda byla popsána poprvé v roce 1986 J. Martinem Blandem a Douglasem G. Altmanem a umožňuje určit rozdíly mezi jednotlivými metodami. V grafu jsou vidět rozdíly mezi jednotlivými metodami v závislosti na jejich průměru. [59] Řadí se mezi párové testy k hodnocení dvojic náhodných veličin  $(X_I, Y_I)$  až  $(X_n, Y_n)$  [45].

Graf pracuje s daty ze dvou metod, díky kterým získáme dvojice hodnot. Na osu x v grafu se postupně vynášejí průměry jednotlivých dvojic metod a na osu y jejich rozdíly (vyjádřené buď absolutně, nebo relativně jako procento průměru). Graf může obsahovat i horizontální linii, která ukazuje průměrnou diferenci a dvě horizontální linie, jedna je na úrovni  $+1,96$  SD, druhá  $-1,96$  SD. Metody bez významné odchylky mají v intervalu  $\pm 1,96$  SD nulovou hodnotu [59].

Metodu popisují rovnice:

$$\vec{D} = (D_1, D_2, \dots, D_n), \text{ kde } D_i = X_i - Y_i \quad (11)$$

$$\vec{M} = (M_1, M_2, \dots, M_n), \text{ kde } M = \frac{X_i + Y_i}{2} \quad (12)$$

kde  $\vec{D}$  je vektor diferencí,  $\vec{X}$  vektor náhodných veličin (v tomto případě z referenční křivky FHR),  $\vec{M}$  vektor průměrů,  $\vec{Y}$  vektor náhodných veličin (z odhadnuté křivky FHR),  $n$  počet prvků,  $i$   $i$ -tý prvek jednotlivého vektoru [45].



## 5 Experimentální část

V experimentální části diplomové práce jsem se zabývala porovnáním výsledných křivek srdeční frekvence plodu získaných dvěma odlišnými metodami měření. Cílem bylo zjištění a prokázání eventuální možnosti substituce častěji používané metody KTG metodou NI-fEKG, neboť z dosud provedených výzkumů je zřejmé, že přináší mnoho výhod zejména z hlediska ergonomie užívání. Zpracovala jsem data získaná soustavami pro měření EKG a KTG, které současně monitorovaly plod v různých fázích těhotenství. Měření bylo prováděno za použití 6 elektrod, které byly umístěny v abdominální oblasti. Sledováním a porovnáváním hodnot FHR jsem se snažila prokázat, že jsou obě metody z hlediska exaktnosti výsledků srovnatelné. Křivka FHR byla ze záznamu EKG pomocí extrakční metody ve vývojovém prostředí MATLAB.

Pro vyhodnocení byly použity 4 celky naměřených dat EKG a KTG. Subjekt absolvoval vyšetření ve čtyřech po sobě jdoucích dnech v 36. týdnu těhotenství. Záznamy byly nahrávány vždy 15 minut. Data byla zpracovávána v prostředí Matlab pomocí metody ICA - JADE. Ke statistickým výpočtům byl použit program Excel. K porovnání je využit Bland - Altmanův graf.

V experimentální části byla zpracována data z naměřených signálů aEKG a KTG. Jednotlivé kroky, které vedly k závěrečnému vykreslení FHR a FHR\_KTG jsou popsány grafy níže. Na ukázkou extrakce byl použit záznam Subjekt\_1.

Bylo použito několik kroků, které jsou spolu s náhledy kódy v prostředí MATLAB a vykreslenými grafy ukázány níže.

- 1) Vykreslení signálů z jednotlivých elektrod
- 2) Předzpracování pomocí FIR filtru
- 3) Použití extrakční metody JADE
- 4) Vyextrahování samotného fEKG
- 5) Výběr a načtení souboru KTG, využití CWT detektoru
- 6) Porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG
- 7) Bland – Altmanův graf

## 5.1 Vykreslení signálů z jednotlivých elektrod

```
clear all, close all, clc;

% nacteni dat
[nazev,cesta]=uigetfile('*.mat','Na?tení záznamu','MultiSelect','on');

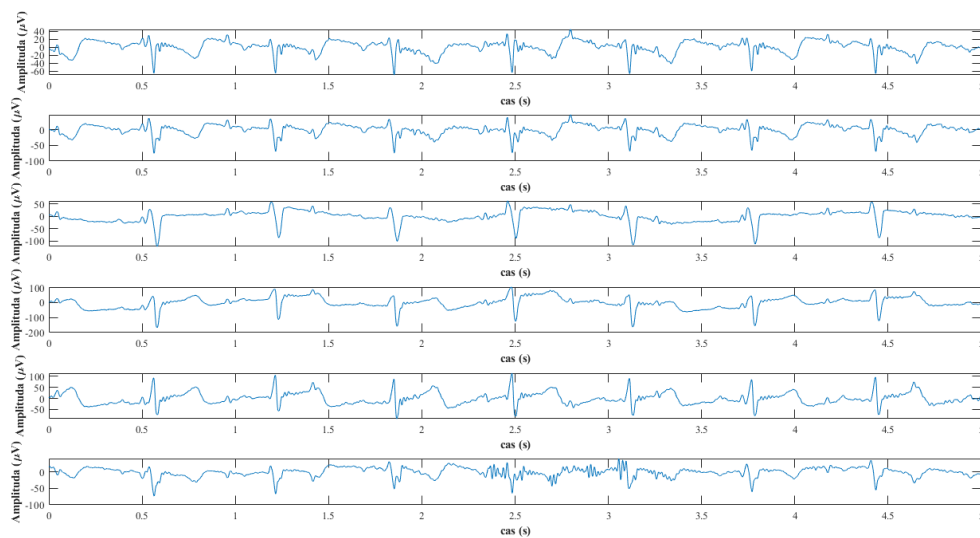
aECG = [];
pictNum = 1;
aECG = importdata(fullfile(cesta,nazev));

% vzorkovací frekvence
fs=600; % 600 Hz

% casova osa
t=linspace(0,size(aECG,2)/fs-1/fs,size(aECG,2)); % určení času pro grafické vykreslení signalu

h=figure(pictNum);
pictNum = pictNum + 1;
feature('DefaultCharacterSet','UTF8');
set(h,'Units','Centimeters','position',[3 3 40 20]);
pos = get(h,'Position');
set(h,'PaperPositionMode','Auto','PaperUnits','Centimeters','PaperSize',[pos(3), pos(4)]);
for i=1:size(aECG,1)
    subplot(size(aECG,1),1,i);plot(t,aECG(i,:));xlim([0 5])
    xlabel('cas (s)','FontWeight','bold');ylabel('Amplituda (\muV)','FontWeight','bold');
    set(gca,'fontsize',10,'fontname','times');
end
```

Obrázek 23 - Ukázka kódu pro vykreslení signálů z jednotlivých elektrod ve vývojovém prostředí MATLAB



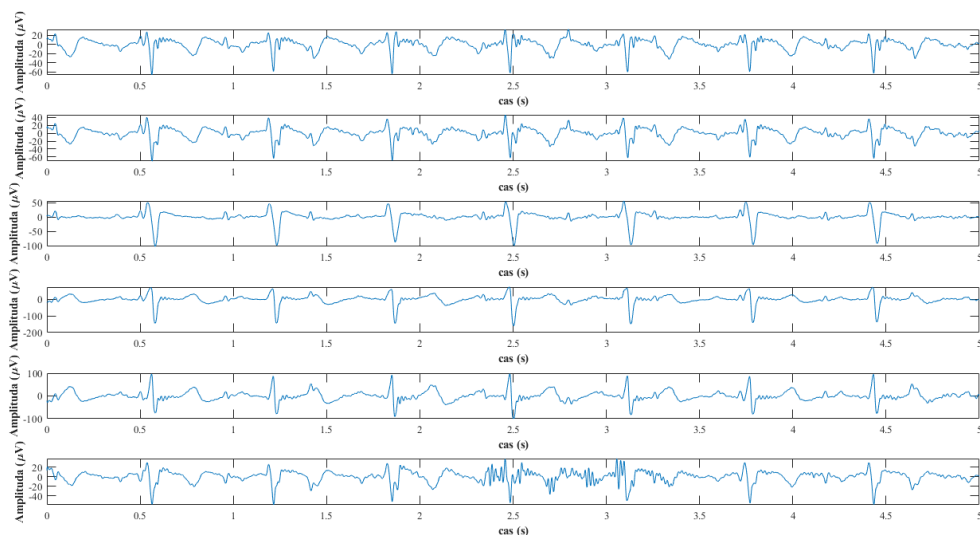
Obrázek 24 - Ukázka jednotlivých kroků, vykreslení signálů z jednotlivých elektrod

## 5.2 Předzpracování pomocí FIR filtru

```
% predzpracovani pomoci FIR filtru
[aECG_filt]=predzpracovani(aECG,600,3,150, fs);

h=figure(pictNum);
pictNum = pictNum + 1;
set(h,'Units','Centimeters','position',[3 3 40 20]);
os = get(h,'Position');
set(h,'PaperPositionMode','Auto','PaperUnits','Centimeters','PaperSize',[os(3), os(4)]);
for i=1:size(aECG_filt,1)
    subplot(size(aECG_filt,1),1,i);plot(t,aECG_filt(i,:));xlim([0 5]);
    xlabel('cas (s)','FontWeight','bold');ylabel('Amplituda (\muV)','FontWeight','bold');
    set(gca,'fontsize',10,'fontname','times');
end
```

Obrázek 25 - Ukázka kódu pro předzpracování pomocí FIR filtru ve vývojovém prostředí MATLAB



Obrázek 26 - Ukázka jednotlivých kroků, předzpracování pomocí FIR filtru

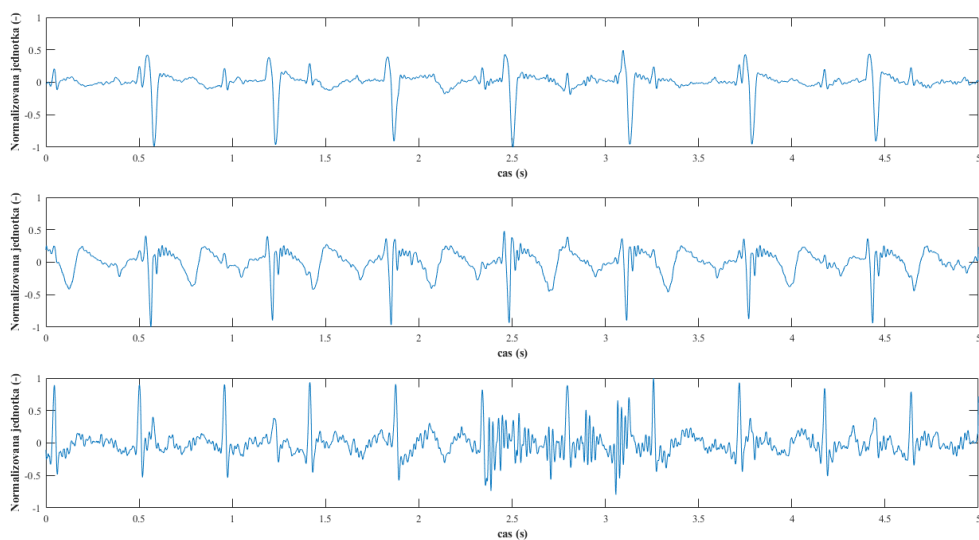
## 5.3 Použití extrakční metody JADE

```
% ICA metoda
[ICA]=metoda_JADE(aECG_filt,3);

% normalizace pro prvních 5 vterin
for i=1:size(ICA,1)
    ICA(i,1:5*fs)=ICA(i,1:5*fs)/max(abs(ICA(i,1:5*fs)));
end

h=figure(pictNum);
pictNum = pictNum + 1;
set(h,'Units','Centimeters','position',[3 3 40 20]);
pos = get(h,'Position');
set(h,'PaperPositionMode','Auto','PaperUnits','Centimeters','PaperSize',[pos(3), pos(4)]);
for i=1:size(ICA,1)
    subplot(size(ICA,1),1,i);plot(t,ICA(i,:));axis([0 5 -1 1]);
    xlabel('cas (s)','FontWeight','bold');ylabel('Normalizovana jednotka (-)','FontWeight','bold');
    set(gca,'fontsize',10,'fontname','times');
end
```

Obrázek 27 - Ukázka kódu pro použití extrakční metody JADE ve vývojovém prostředí MATLAB



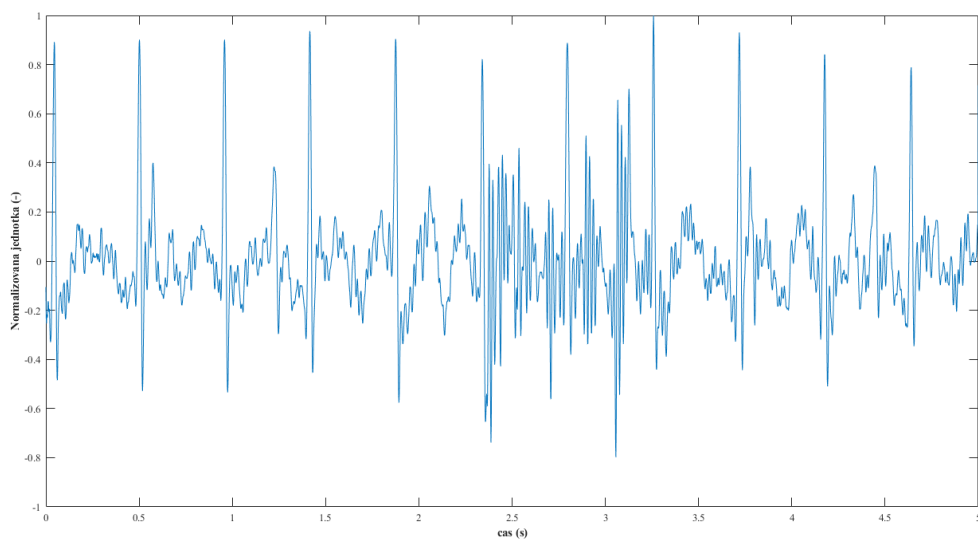
Obrázek 28 - Ukázka jednotlivých kroků, použití extrakční metody JADE

## 5.4 Vyextrahování samotného fEKG

```
% volba mEKG a aEKG*
mEKG=ICA(1,:);
% fEKG=ICA(2,:);
fEKG=ICA(3,:);
% nastavit ru?n? pozici

h=figure(pictNum);
pictNum = pictNum + 1;
set(h,'Units','Centimeters','position',[3 3 40 20]);
pos = get(h,'Position');
set(h,'PaperPositionMode','Auto','PaperUnits','Centimeters','PaperSize',[pos(3), pos(4)]);
for i=1:size(fEKG,1)
    subplot(size(fEKG,1),1,i);plot(t,fEKG(i,:));axis([0 5 -1 1]);
    xlabel('cas (s)','FontWeight','bold');ylabel('Normalizovana jednotka (-)','FontWeight','bold');
    set(gca,'fontsize',10,'fontname','times');
end
```

Obrázek 29 - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, extrakce samotného fEKG



Obrázek 30 - Ukázka jednotlivých kroků, extrakce samotného fEKG

## 5.5 Výběr a načtení souboru KTG, využití CWT detektoru

```
% nacteni dat
[nazev,cesta]=uigetfile('*.mat','Na?tení záznamu','MultiSelect','on');

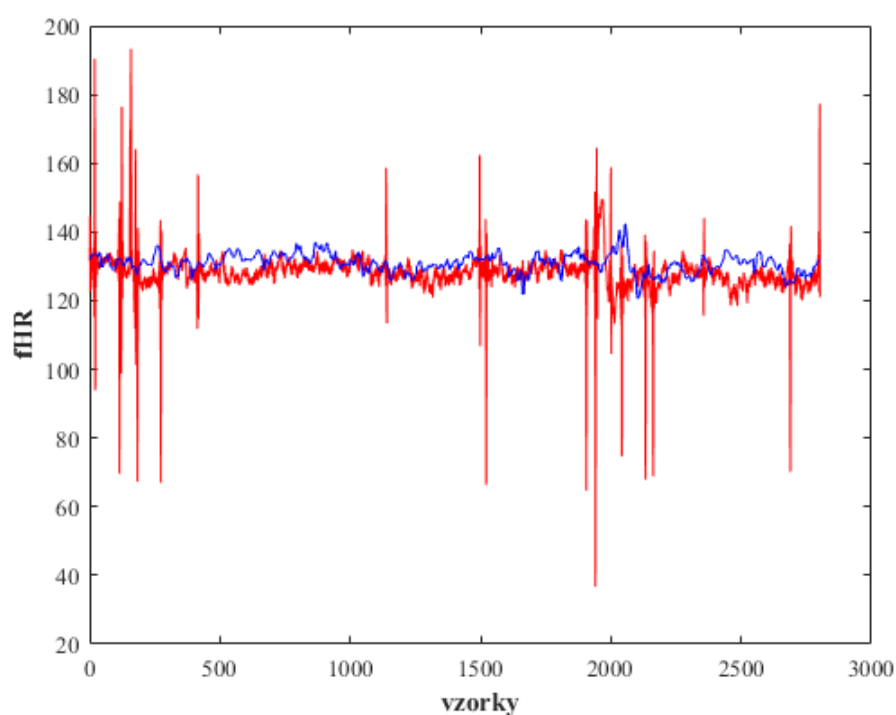
KTG = [];
pictNum = 1;
    KTG = importdata(fullfile(cesta,nazev));
|
% [Q_onset,S_offset,HRV,QRSx,time]=detektor_CWT(fecg,600,1)
[~,~,~,QRS,~]=detektor_CWT(fEKG,fs,1);
fHR=60./(diff(QRS*(1/fs)));
fHR_KTG=KTG(2,:);
fHR=resample(fHR,size(fHR_KTG,2),size(fHR,2));
```

**Obrázek 31** - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, výběr a načtení souboru KTG, využití CWT detektoru

## 5.6 Porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG

```
% porovnani fHR a fHR_KTG pro kontrolu
h=figure(pictNum);
plot(fHR,'r')
hold on
plot(fHR_KTG,'b')
xlabel('vzorky','FontWeight','bold');ylabel('fHR','FontWeight','bold');
set(gca,'fontsize',10,'fontname','times');
%
```

**Obrázek 32** - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG

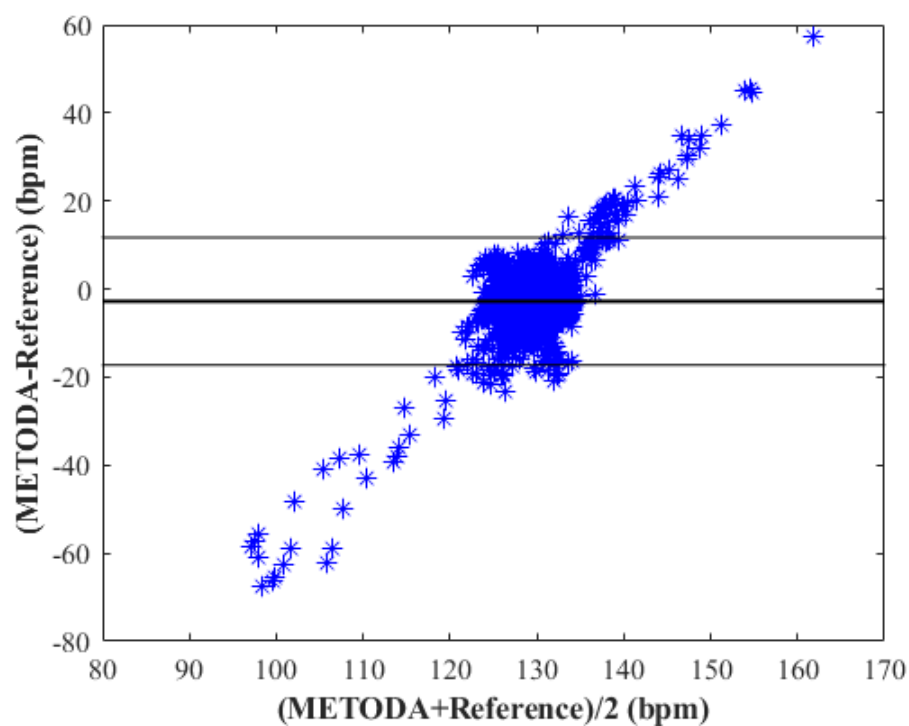


**Obrázek 33** - Ukázka jednotlivých kroků, porovnání FHR získané z fEKG a FHR z KTG

## 5.7 Bland – Altmanův graf

```
% function [error,FP,FN,diference,PRUMER,SD]=bland_altman(reference,METODA,barva)
prumery=(fHR_KTG+fHR)/2; % vypocet pro x-ovou osu metody
diference=(fHR-fHR_KTG-fHR); % vypocet pro y-ovou osu metody
y1=floor(min(diference)/10)*10;
y2=ceil(max(diference)/10)*10;
x1=floor(min(prumery)/10)*10;
x2=ceil(max(prumery)/10)*10;
|
[error,FP,FN,diference,PRUMER,SD]=bland_altman(fHR_KTG,fHR,'r');
```

Obrázek 35 - Ukázka kódu ve vývojovém prostředí MATLAB, Bland – Altmanův graf



Obrázek 34 - Ukázka jednotlivých kroků, Bland - Altmanův graf



## 6 Experimentální část - výpočet statistických parametrů

V následující části jsem se věnovala vyhodnocení parametrů získaných zpracováním naměřených hodnot ve vývojovém prostředí MATLAB.

Ke stanovení konkrétních závěrů byla využita Bland – Altmanova statistika pro porovnání dvou metod měření FHR. Za referenční metodu považujeme kardiokografickou metodu (KTG), především z důvodu, že je tato metoda hojně využívána a poskytuje nám okamžitou hodnotu fHR. Pro vznik Bland – Altmanových grafů bylo potřeba srovnat vždy dvojici FHR\_KTG a hodnotu fHR získanou z fEKG. Tabulky 5 - 8 ukazují část hodnot, které byly vypočteny. Pro všechny výpočty byla použita uživatelská prostředí MATLAB a Microsoft Excel. Pro každou dvojici fHR a fHR\_KTG byl dle rovnice 13 spočítán jejich průměr.

$$\text{průměr} = \frac{FHR + FHR\_KTG}{2} \text{ (bpm)} \quad (13)$$

Dalším krokem bylo spočtení difference těchto dvojic dle rovnice 14:

$$\text{difference} = FHR - FHR\_KTG \text{ (bpm)} \quad (14)$$

Takto vypočtené hodnoty byly vyneseny do grafu. Na osu x jsou vyneseny průměry jednotlivých dvojic, na osu y jejich příslušné difference. Takto byly v grafu získány jednotlivé body.

Z charakteristiky Bland-Altmanova grafu vyplývá, že horizontální linie ukazuje hodnotu průměru diferencí (v případě této práce průměr difference FHR a FHR\_KTG). Tento průměr diferencí je vypočítán dle rovnice 15:

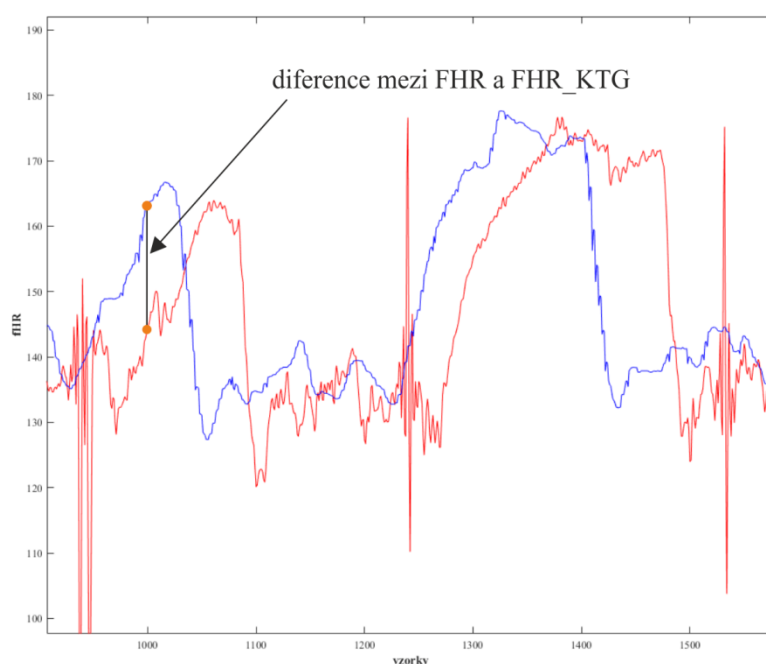
$$\text{průměr diferencí} = \frac{\text{difference FHR a FHR\_KTG}}{\text{počet vzorků}} \quad (15)$$

Další dvě charakteristické horizontální linie v grafu značí hodnoty  $\pm 1,96$  SD, kde SD je směrodatná odchylka z diferencí. Ta obecně ukazuje, jak moc jsou hodnoty rozptýleny nebo odchýleny od průměru, a vypočítá se dle rovnice 16:

$$SD = \sqrt{\text{var}(X)} = \sqrt{E((X - E(X))^2)} \quad (16)$$

Kde  $X$  je náhodná veličina,  $var(X)$  její rozptyl a  $E(X)$  její střední hodnota. Hodnota  $\pm 1,96$  SD je v grafu znázorněna horizontálními křivkami.

Pokud je 95 % hodnot v intervalu  $\pm 1,96$  SD je statistická metoda považována za funkční. Další vypočtenou hodnotou je střední hodnota (medián) z diferencí FHR a FHR\_KTG. V grafu Obr. 23 je znázorněna difference mezi křivkami FHR a FHR\_KTG.



**Obrázek 35** - Diference mezi FHR a FHR\_KTG

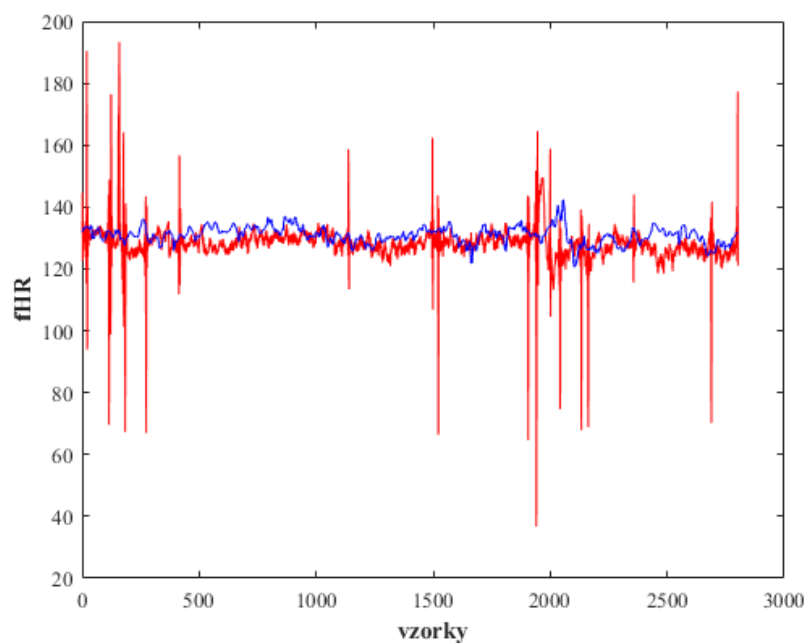
V podkapitolách 5.1, 5.2, 5.3, 5.4 je uvedeno zpracování pro Subjekt\_1, Subjekt\_2, Subjekt\_3, Subjekt\_4. Ukázána je vždy porovnávací křivka FHR a FHR\_KTG, Bland-Altmanův graf a statistické zhodnocení.

## 6.1 Subjekt\_1

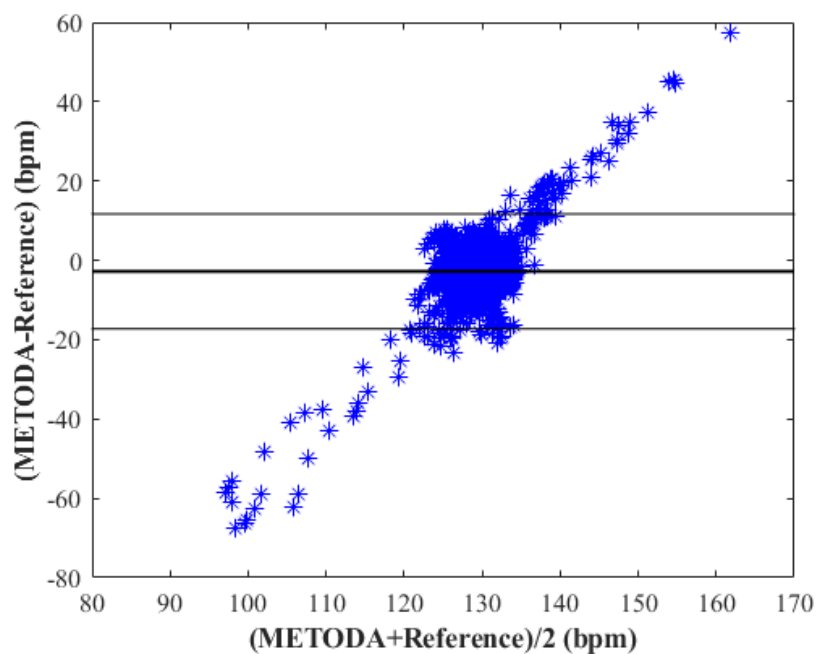
**Tabulka 5** - Výpočty statistických hodnot - Subjekt\_1

vzorky	FHR (bpm)	FHR_KTG (bpm)	průměr FHR a FHR_KTG (x) (bpm)	diference FHR a FHR_KTG (y) (bpm)
1	131.4756	131.8818	131.6787	-0.40625
2	144.6992	132.1364	138.4178	12.56279
3	122.6338	132.1364	127.3851	-9.50259
4	131.9891	132.6455	132.3173	-0.6564
5	134.5313	132.6455	133.5884	1.885876
6	125.9553	132.7091	129.3322	-6.75378
7	130.088	133.2182	131.6531	-3.13014
8	132.552	133.2818	132.9169	-0.72977
9	129.1257	133.2818	131.2037	-4.15616
10	130.6779	133.2818	131.9798	-2.60395
11	131.2481	133.2818	132.265	-2.03369
12	128.8099	133.2818	131.0459	-4.47193
13	132.996	133.2818	133.1389	-0.28586
14	131.4109	133.2818	132.3464	-1.87092
15	123.8065	133.4091	128.6078	-9.60261
16	135.5591	133.6636	134.6114	1.895447
...				
2798	140.2249	131.6909	135.9579	8.53398
2799	122.4938	131.7545	127.1242	-9.26077
2800	131.2209	131.7545	131.4877	-0.53363
2801	177.3345	131.8818	154.6081	45.45264
2802	121.0125	131.8818	126.4472	-10.8693
<b>MEDIAN střední hodnota</b>	128.2023	130.9273	129.5854	-2.78591
<b>SD</b>	6.940996	2.74501	3.767624	7.39223
<b>± 1,96 SD Horizontální linie</b>	±14.4888			
<b>průměr</b>	128.0978	130.8927	129.4953	-2.7949

Pro Subjekt\_1 je střední hodnota diferencí FHR a FHR\_KTG je -2.78591. Směrodatná odchylka pro diferenci FHR a FHR\_KTG je 7.39223. Interval  $\pm 1,96$  SD je mezi hodnotami  $\pm 14.4888$ . Do tohoto intervalu spadá 98.5 % vzorků, 1,5 % je mimo tento interval.



**Obrázek 36** - Subjekt\_1, srovnání FHR (červeně) a FHR\_KTG (modře)



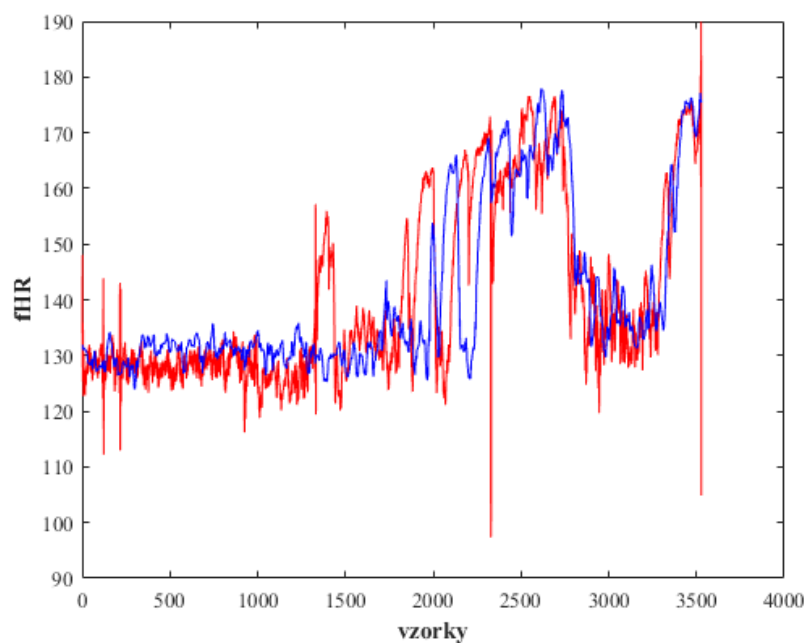
**Obrázek 37** - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu

## 6.2 Subjekt\_2

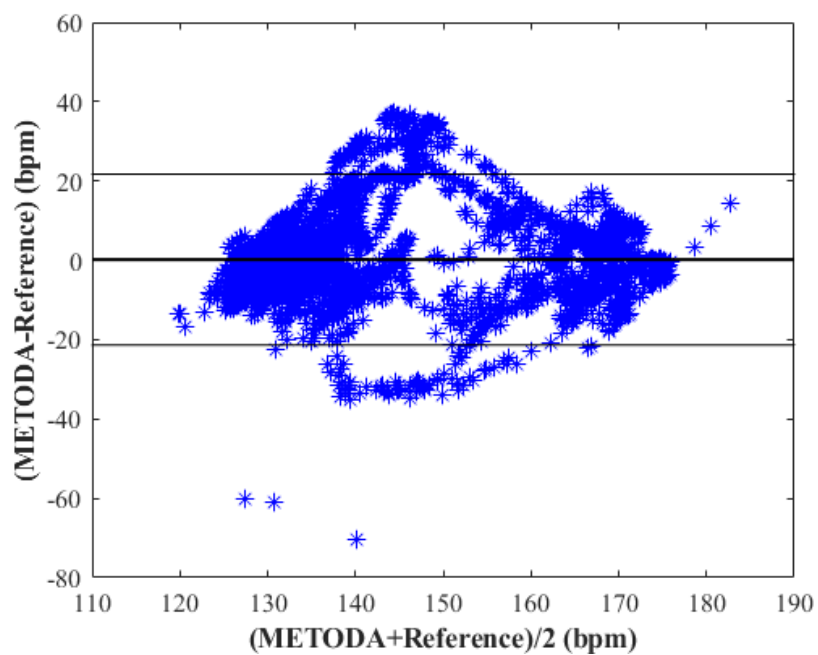
Tabulka 6 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt\_2

vzorky	FHR (bpm)	FHR_KTG (bpm)	průměr FHR a FHR_KTG (x) (bpm)	diference FHR a FHR_KTG (y) (bpm)
1	133.9193	131.8818	132.9006	2.03753
2	148.1028	131.8818	139.9923	16.22094
3	125.3542	131.7545	128.5544	-6.40038
4	126.3323	131.3091	128.8207	-4.97674
5	136.0109	131.0545	133.5327	4.956327
6	128.5501	131.0545	129.8023	-2.50443
7	122.7347	130.9909	126.8628	-8.25623
8	128.3842	130.9909	129.6876	-2.6067
9	130.4262	130.9273	130.6768	-0.50104
10	127.1949	131.3727	129.2838	-4.17784
11	125.5975	131.3727	128.4851	-5.77525
12	124.7178	131.3091	128.0134	-6.59131
13	124.8303	131.1818	128.0061	-6.35148
14	126.9882	131.1818	129.085	-4.19366
15	127.3445	131.1818	129.2632	-3.83732
16	124.3874	131.1182	127.7528	-6.73082
...				
3526	170.9756	176.1478	173.5617	-5.1722
3527	160.1546	176.1478	168.1512	-15.9932
3528	184.8002	176.0842	180.4422	8.715964
3529	189.92	175.4482	182.6841	14.47178
3530	104.8573	175.3846	140.121	-70.5273
MEDIAN střední hodnota	132.8687	132.7416	133.4432	-1.45641
SD	16.33481	15.16034	14.77084	10.98241
± 1,96 SD Horizontální linie	±21.5255			
průměr	140.8117	140.6374	140.7245	0.1710

Pro Subjekt\_2 je střední hodnota diferencí FHR a FHR\_KTG je -1.45641. Směrodatná odchylka pro diferenci FHR a FHR\_KTG je 10.98241. Interval  $\pm 1,96$  SD je mezi hodnotami  $\pm 21.5255$ . Do tohoto intervalu spadá 90,7 % vzorků, 9,3 % je mimo tento interval.



**Obrázek 38** - Subjekt\_2, srovnání FHR (červeně) a FHR\_KTG (modře)



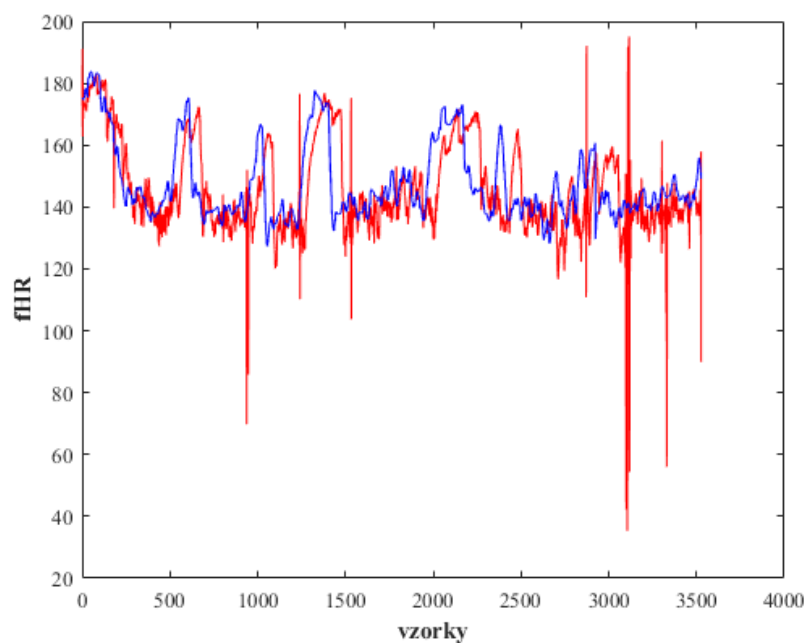
**Obrázek 39** - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu

### 6.3 Subjekt\_3

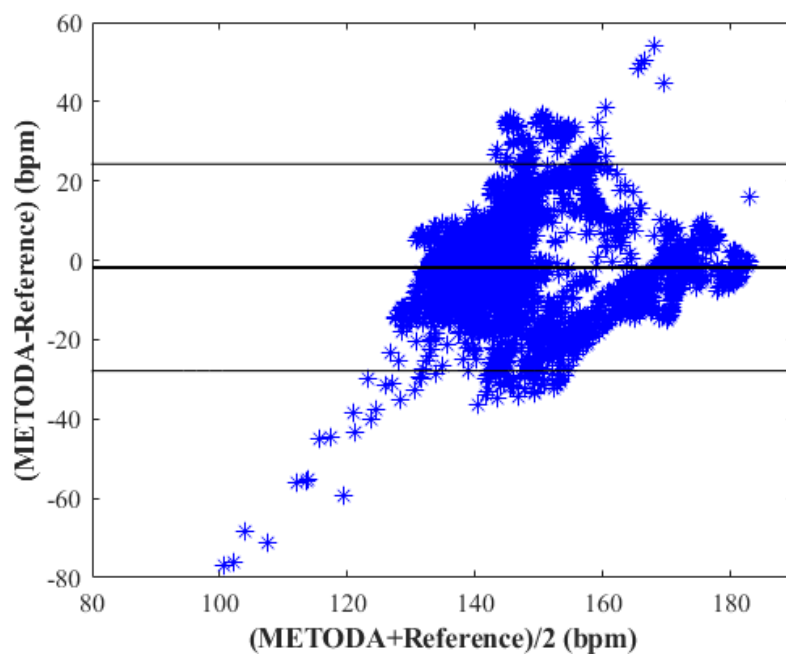
Tabulka 7 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt\_3

vzorky	FHR (bpm)	FHR_KTG (bpm)	průměr FHR a FHR_KTG (x) (bpm)	diference FHR a FHR_KTG (y) (bpm)
1	172.3651	175.1938	173.7795	-2.82873
2	191.1347	175.003	183.0689	16.13165
3	162.7709	175.003	168.887	-12.2321
4	168.1006	175.003	171.5518	-6.90242
5	180.3577	174.7486	177.5532	5.609106
6	171.1648	174.685	172.9249	-3.52028
7	168.345	174.7486	171.5468	-6.40369
8	175.207	174.7486	174.9778	0.4584
9	173.8616	174.8122	174.3369	-0.95061
10	171.3332	174.8758	173.1045	-3.54262
11	173.6697	175.1938	174.4318	-1.52409
12	173.7291	175.1938	174.4615	-1.46474
13	172.6712	175.5754	174.1233	-2.90426
14	173.1556	176.0842	174.6199	-2.92857
15	172.7483	176.1478	174.448	-3.39951
16	172.3014	177.5469	174.9242	-5.24554
...				
3524	142.7052	153.1254	147.9153	-10.4202
3525	131.2136	150.1363	140.6749	-18.9227
3526	148.475	151.281	149.878	-2.80605
3527	157.9308	151.0902	154.5105	6.840599
3528	89.92635	149.1187	119.5225	-59.1924
<b>MEDIAN střední hodnota</b>	141.4686	143.2677	143.3026	-2.97413
<b>SD</b>	14.99718	12.44922	12.07142	13.30113
<b>± 1,96 SD Horizontální linie</b>	±26,0702			
<b>průměr</b>	145.8679	147.677	146.7724	-1.8139

Pro Subjekt\_3 je střední hodnota diferencí FHR a FHR\_KTG je -2.97413. Směrodatná odchylka pro diferenci FHR a FHR\_KTG je 13.30113. Interval  $\pm 1,96$  SD je mezi hodnotami  $\pm 26,0702$ . Do tohoto intervalu spadá 93,8 % vzorků, 6,2 % je mimo tento interval.



**Obrázek 40** - Subjekt\_3, srovnání FHR (červeně) a FHR\_KTG (modře)



**Obrázek 41** - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu

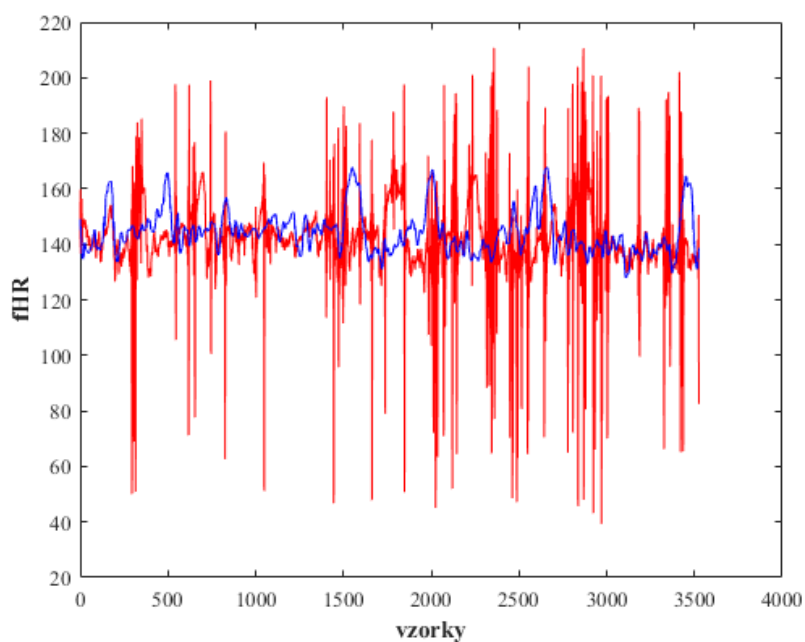


## 6.4 Subjekt\_4

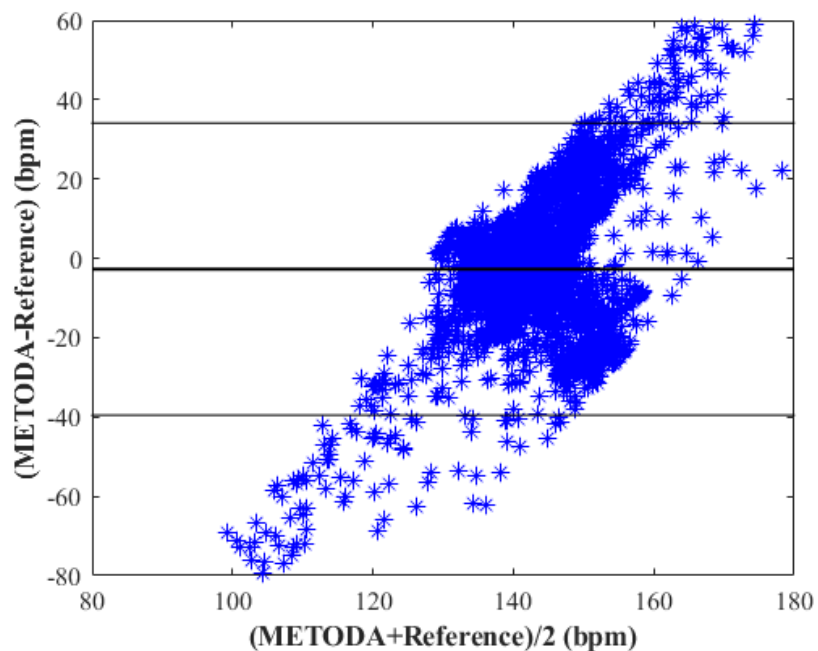
Tabulka 8 - Výpočty statistických hodnot - Subjekt\_4

vzorky	FHR (bpm)	FHR_KTG (bpm)	průměr FHR a FHR_KTG (x) (bpm)	diference FHR a FHR_KTG (y) (bpm)
1	141.828	149.0551	145.4415	-7.22715
2	159.7962	145.1757	152.4859	14.62058
3	136.5851	145.1757	140.8804	-8.59051
4	137.0494	146.4476	141.7485	-9.3982
5	150.2251	146.2568	148.2409	3.96827
6	144.7193	143.1405	143.9299	1.578798
7	137.9233	142.7589	140.3411	-4.83561
8	147.9331	142.6317	145.2824	5.301402
9	156.4858	139.1975	147.8417	17.28839
10	149.4396	139.0067	144.2231	10.43297
11	139.3455	135.0636	137.2046	4.28195
12	140.1854	135.6996	137.9425	4.4858
13	146.9322	135.6996	141.3159	11.23259
14	148.4114	135.636	142.0237	12.77542
15	146.1847	134.8092	140.497	11.37551
16	146.4533	134.8092	140.6313	11.64409
...				
3522	133.9988	135.318	134.6584	-1.31917
3523	127.4133	135.6996	131.5564	-8.28625
3524	147.8695	135.7632	141.8163	12.10631
3525	150.5957	135.0636	142.8296	15.53207
3526	82.5081	138.6887	110.5984	-56.1806
MEDIAN střední hodnota	141.2985	143.3949	142.9662	-2.22192
SD	16.62433	7.762334	8.952119	18.77985
± 1,96 SD Horizontální linie	±36,8085			
průměr	141.596	144.3077	142.9518	-2.7117

Pro Subjekt\_4 je střední hodnota diferencí FHR a FHR\_KTG je -2.22192. Směrodatná odchylka pro diferenci FHR a FHR\_KTG je 18.77985. Interval  $\pm 1,96$  SD je mezi hodnotami



**Obrázek 42** - Subjekt\_4, srovnání FHR (červeně) a FHR\_KTG (modře)



**Obrázek 43** - Grafické znázornění porovnání metod na základě Bland-Altmanova grafu

## 7 Diskuze

Data z naměřeného aEKG a KTG byla implementována a dále zpracovávána ve vývojovém prostředí MATLAB a Excel, kde probíhalo vyhodnocení. Všechny použité skripty a výpočty jsou součástí elektronické přílohy této práce.

Extrakce fEKG ze záznamu aEKG byla provedena s využitím metody JADE, která spadá do kategorie Analýzy nezávislých komponent. Na základě vyextrahované křivky fEKG byla porovnána fHR s fHR\_KTG. Porovnání těchto křivek pro jednotlivé subjekty je vidět na Obr. 36, Obr. 38, Obr. 40 a Obr. 42.

Vyhodnocení bylo provedeno na základě parametru  $\pm 1,96$  SD ( $\pm 1,96$  násobek SD). Za standardní hranice pro to, že metody fungují, se běžně uvádí 95 % výskyt diferencí v intervalu  $\pm 1,96$ . Tabulka 9 uvádí konkrétní procenta výskytu diferencí FHR a FHR\_KTG v daném intervalu pro jednotlivé subjekty. Z ní vyplývá, že v této práci byla podmínka splněna u poloviny subjektů.

Přesto se domnívám, že dané metody jsou pro tento typ výzkumu perspektivní a další testování by mohlo přinést průkaznější statistické výsledky. Rezervy vidím ve správné přípravě a použití měřených dat, velikosti skupin testovaných subjektů a kvalitnějším srovnání signálů FHR a FHR\_KTG.

**Tabulka 9** - Procentuální vyjádření hodnot v intervalu  $\pm 1,96$  SD

Subjekt_1		
VÝSKYT	ANO	NE
	2761	41
%	98.5	1.5
Subjekt_2		
VÝSKYT	ANO	NE
	2542	260
%	90.7	9.3
Subjekt_3		
VÝSKYT	ANO	NE
	2627	175
%	93.8	6.2
Subjekt_4		
VÝSKYT	ANO	NE
	2765	37
%	98.7	1.3

## **Závěr**

Tato práce se zabývá srovnáním dvou neinvazivních metod monitorace plodu - abdominální fetální elektrokardiografie (fEKG) a dopplerovského ultrazvuku (KTG).

Teoretická část se věnuje přehledu současného stavu problematiky. Úvod práce se zabývá teorií vývoje plodu a plodového srdce. Kapitola 2 popisuje sledované parametry i jednotlivé dostupné techniky a možnosti monitorace plodu a shrnuje jejich výhody a nevýhody. Kapitola 3 se zabývá řešerší problematiky extrakce fEKG a odkazuje na konkrétní články, které se tématem zabývají, podrobně také zkoumá metody, které byly použity v experimentální části. Kapitola 4 ukazuje metody statistického zpracování výsledků, konkrétně jednotlivých statistických parametrů a představuje princip Bland - Altmanova grafu, který je použit k prezentaci výsledků této práce. Experimentální část je zaměřena na analýzu a porovnání FHR a FHR\_KTG. K těmto účelům byl naprogramován kód ve vývojovém prostředí MATLAB. Srovnání křivek FHR a FHR\_KTG bylo provedeno jak metodou vizuálního posouzení, tak na základě této automatické analýzy.

Výsledky potvrzují hypotézu, že fEKG je vhodnou alternativou k metodě KTG. Také je z nich patrné, že vzhledem k vyšší variabilitě FHR a neměnicí se interpretaci signálu, je z technického hlediska metoda zcela srovnatelná s dopplerovským ultrazvukem. Metoda má budoucnost zejména díky svoji neinvazivnosti a možnému telemonitoringu, který umožňuje gravidním ženám výrazně vyšší pohodlí.

## Přehled použité literatury

- [1] ČECH, Evžen. *Porodnictví*. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2006. ISBN isbn80-247-1313-9.
- [2] GINTAUTAS, V. a G. RAMONIENĖ. Cardiotocography. In: *Http://eknygos.lsmuni.lt/* [online]. [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: <http://eknygos.lsmuni.lt/akuserijaen/Obstetrics/4%20CTG%20engl.html>
- [3] BŘEZINOVÁ, Barbora. *Analýza kardiokografického signálu*. Praha, 2012. Bakalářská práce. ČVUT.
- [4] Cardiotocography. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2019 [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Cardiotocography>
- [5] PAPÍRNÍKOVÁ, Petra. Kardiokografie. In: *Www.levret.cz* [online]. 2006 [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: <https://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2006-10/?pdf=53>
- [6] AYRES-DE-CAMPOS, MD, PHD, Diogo. Electronic fetal monitoring or cardiotocography, 50 years later: what's in a name?: American Journal of Obstetrics & Gynecology. In: *Www.ajog.org* [online]. 2018 [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: [https://www.ajog.org/article/S0002-9378\(18\)30217-5/pdf](https://www.ajog.org/article/S0002-9378(18)30217-5/pdf)
- [7] AYRES-DE-CAMPOS, Diogo, Catherine Y. SPONG a Edwin CHANDRAHARAN. FIGO consensus guidelines on intrapartum fetal monitoring: Cardiotocography. In: *Www.figo.org* [online]. 2019 [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: <https://obgyn.onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1016/j.ijgo.2015.06.020>
- [8] DOLEŽAL, DRSC., Prof. MUDr. Antonín. POROD - PARTUS - TOKOS. In: *Www.levret.cz* [online]. 2005 [cit. 2019-11-17]. Dostupné z: <https://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2005-6/?pdf=116>
- [9] The Editors of Encyclopaedia Britannica: Orvan Walter Hess. In: *Encyclopædia Britannica* [online]. Encyclopædia Britannica, 2019 [cit. 2019-11-18]. Dostupné z: <https://www.britannica.com/biography/Orvan-Walter-Hess>

- [10] MAEDA, Kazuo. *Actocardiogram: analysis of fetal motion and heart rate*. Philadelphia: Jaypee, The Health Sciences Publisher, 2016. ISBN 978-93-5250-186-1.
- [11] VALUCHOVÁ, Hana. *Hypoxie plodu: Intrapartální monitorace* [online]. Olomouc, 2012 [cit. 2019-11-23]. Dostupné z: [https://theses.cz/id/avfywb/Valuchova\\_Hana\\_Hypoxie\\_plodu\\_-\\_intrapartalni\\_monitorace\\_d.txt](https://theses.cz/id/avfywb/Valuchova_Hana_Hypoxie_plodu_-_intrapartalni_monitorace_d.txt). Bakalářská práce. Univerzita Palackého v Olomouci.
- [12] BLAHÚT, Peter. Vlny, kmity, intervaly a segmenty na EKG. In: *TECHmED* [online]. [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: <https://www.techmed.sk/vlny-kmity-intervaly-segmenty-na-ekg/>
- [13] What Is Heart Rate Variability (HRV) & Why Does It Matter? In: *FIRSTBEAT* [online]. USA [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: <https://www.firstbeat.com/en/blog/what-is-heart-rate-variability-hrv/>
- [14] MALIK, M. a A.J. CAMM. *Electrophysiology, Pacing, and Arrhythmia: Heart Rate Variability* [online]. In: . [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/clc.4960130811>
- [15] *Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use* [online]. In: . 1996 [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: [https://www.escardio.org/static\\_file/Escardio/Guidelines/Scientific-Statements/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf](https://www.escardio.org/static_file/Escardio/Guidelines/Scientific-Statements/guidelines-Heart-Rate-Variability-FT-1996.pdf)
- [16] GANG, Yi a Marek MALIK. *Heart Rate Variability Analysis in General Medicine* [online]. In: . 2003 [cit. 2019-11-24]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1555630/>
- [17] GRIFFIN a MOORMAN. Toward the early diagnosis of neonatal sepsis and sepsis-like illness using novel heart rate analysis. In: *PubMed* [online]. Virginia, 2001 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11134441>
- [18] JANKŮ, MUDr. Petr. *Analýza ST úseku fetálního EKG v intrapartální diagnostice hypoxie plodu u rizikových gravidit*. [online]. Brno, 2007 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/th/ibryw/Disertacni\\_prace\\_Janku1\\_\\_2\\_.pdf](https://is.muni.cz/th/ibryw/Disertacni_prace_Janku1__2_.pdf). Disertační práce. Lékařská fakulta Masarykovy univerzity.

- [19] VERNER, MUDr. Miroslav. FETÁLNÍ EKG, ST ANALÝZA. In: *Www.levret.cz* [online]. Praha, 2005 [cit. 2019-11-25]. Dostupné z: <https://www.levret.cz/publikace/casopisy/mb/2005-6/?pdf=111>
- [20] BINDER, Tomáš. *Porodnictví*. Praha: Karolinum, 2011. ISBN 978-80-246-1907-1.
- [21] Fetal Development: Stages of Growth. In: *Cleveland Clinic* [online]. 2014 [cit. 2019-12-16]. Dostupné z: <https://my.clevelandclinic.org/health/articles/7247-fetal-development-stages-of-growth>
- [22] HIGUERA, Valencia. Prenatal Development. In: *Healthline.com* [online]. 2014 [cit. 2019-12-16]. Dostupné z: <https://www.healthline.com/health/prenatal-development>
- [23] Wang Y a Zhao S. *Vascular Biology of the Placenta.: Placental Blood Circulation* [online]. In: . [cit. 2019-12-16]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK53254/>
- [24] Development of the Heart. In: *Anatomy and Physiology* [online]. 2013 [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://opentextbc.ca/anatomyandphysiology/chapter/19-5-development-of-the-heart/>
- [25] Vývoj srdce. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDvoj\\_srdce](https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDvoj_srdce)
- [26] *Velký lékařský slovník - syncytiotrofoblast* [online]. In: . [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <http://lekarske.slovníky.cz/lexikon-pojem/syncytiotrofoblast>
- [27] JEŽOVÁ, Marta a Josef FEIT. *Atlas patologie novorozence: Porodní asfyxie (časný asfyktický syndrom)* [online]. In: . [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: [https://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl\\_cz/novorasyfxcas.html](https://atlases.muni.cz/atlases/novo/atl_cz/novorasyfxcas.html)
- [28] KAZMI, Tahira, Forough RADFER a Sultana KHAN. ST Analysis of the Fetal ECG, as an Adjunct to Fetal Heart Rate Monitoring in Labour: A Review. *Oman Medical Journal* [online]. 2011, 26(6), 459-460 [cit. 2019-12-27]. DOI: 10.5001/omj.2011.118. ISSN 1999768X. Dostupné z: [http://www.omjournal.org/fultext\\_PDF.aspx?DetailsID=180&pdf=images/180\\_M\\_Deatials\\_Pdf\\_.pdf&type=pdf](http://www.omjournal.org/fultext_PDF.aspx?DetailsID=180&pdf=images/180_M_Deatials_Pdf_.pdf&type=pdf)

- [29] Cardiac Anatomy What is an ECG?: What is an ECG? In: *AliveCor* [online]. 2019 [cit. 2019-12-27]. Dostupné z: <https://www.alivecor.com/education/cardiac-anatomy.html>
- [30] AMER-WAHLIN, I, S ARULKUMARAN, H HAGBERG, K MARŠÁL a GHA VISSER. Fetal electrocardiogram: ST waveform analysis in intrapartum surveillance. *BJOG: An International Journal of Obstetrics & Gynaecology* [online]. 2007, **114**(10), 1191-1193 [cit. 2019-12-30]. DOI: 10.1111/j.1471-0528.2007.01479.x. ISSN 14700328. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1471-0528.2007.01479.x>
- [31] *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. Chichester, UK: John Wiley & Sons, 1996 [cit. 2019-12-30].
- [32] PIPKIN, F. Broughton. Smoking in Moderate/Severe Preeclampsia Worsens Pregnancy Outcome, but Smoking Cessation Limits the Damage. *Hypertension* [online]. 2008, **51**(4), 1042-1046 [cit. 2020-01-05]. DOI: 10.1161/HYPERTENSIONAHA.107.106559. ISSN 0194-911X. Dostupné z: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/HYPERTENSIONAHA.107.106559>
- [33] MASLOVA, M. V. *Neuroscience and Behavioral Physiology* [online]. **33**(6), 607-611 [cit. 2020-01-05]. DOI: 10.1023/A:1023938905744. ISSN 00970549. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1023/A:1023938905744>
- [34] Intrauterine hypoxia. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-01-05]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Intrauterine\\_hypoxia](https://en.wikipedia.org/wiki/Intrauterine_hypoxia)
- [35] HÁJEK, Zdeněk, Evžen ČECH a Karel MARŠÁL. *Porodnictví*. 3., zcela přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4529-9.
- [36] *Velikost plodu ve 20tt* [online]. [cit. 2020-03-02]. Dostupné z: <https://unanines.ml/3959>
- [37] *Avalon CL: Cableless maternal and fetal monitoring system* [online]. In: . 2020 [cit. 2020-03-04]. Dostupné z: <https://www.philips.cz/healthcare/product/HC866074/avalon-cl>
- [38] *GE Corometrics 259/259 CX: Fetal Monitor* [online]. In: . [cit. 2020-03-01]. Dostupné z: <https://monetmedical.com/product/ge-corometrics-259-fetal-monitor/>



- [39] Monica Novii Wireless Patch System: No belts. No cables. The future of fetal monitoring. In: *GE Healthcare* [online]. [cit. 2020-03-04]. Dostupné z: <https://www.gehealthcare.com/products/maternal-infant-care/fetal-monitors/monica-novii-wireless-patch-system>
- [40] PHYSIONET. Computing in Cardiology Challenge: Noninvasive Fetal ECG. dostupné [online]. 2013 [cit. 2020-02-20]. Dostupné z: <http://physionet.org/challenge/2013/>.
- [41] SBROLLINI, Agnese, Angela AGOSTINELLI, Ilaria MARCANTONI, Micaela MORETTINI, Luca BURATTINI, Francesco DI NARDO, Sandro FIORETTI a Laura BURATTINI. ECTG: an automatic procedure to extract digital cardiotocographic signals from digital images. *Computer Methods and Programs in Biomedicine* [online]. 2018, **156**, 133-139 [cit. 2020-03-24]. DOI: 10.1016/j.cmpb.2017.12.030. ISSN 01692607. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169260717307253>
- [42] ROMAGNOLI, Sofia, Agnese SBROLLINI, Luca BURATTINI, Ilaria MARCANTONI, Micaela MORETTINI a Laura BURATTINI. Digital cardiotocography: What is the optimal sampling frequency? *Biomedical Signal Processing and Control* [online]. 2019, **51**, 210-215 [cit. 2020-04-06]. DOI: 10.1016/j.bspc.2019.02.016. ISSN 17468094. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1746809419300606>
- [43] ZVÁROVÁ, Jana. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. 3. vydání. Praha: Karolinum, 2016. Biomedicínská statistika. ISBN 978-80-246-3416-6.
- [44] KAHÁNKOVÁ, Radana. *Adaptivní metody extrakce abdominálního plodového elektrokardiogramu*. Ostrava, 2016. Diplomová práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava.
- [45] JAROS, Rene, Radek MARTINEK, Radana KAHANKOVA a Jiri KOZIOREK. Novel Hybrid Extraction Systems for Fetal Heart Rate Variability Monitoring Based on Non-Invasive Fetal Electrocardiogram. *IEEE Access* [online]. 2019, **7**, 131758-131784 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2933717. ISSN 2169-3536. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8790705/>
- [46] SAMENI. A Review of Fetal ECG Signal Processing Issues and Promising Directions. *The Open Pacing, Electrophysiology & Therapy Journal* [online]. 2010 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.2174/1876536X01003010004. ISSN 1876536X. Dostupné z: <http://benthamopen.com/ABSTRACT/TOPETJ-3-4>

- [47] JEZEWSKI, Janusz, Janusz WROBEL, Adam MATONIA, Krzysztof HOROBA, Radek MARTINEK, Tomasz KUPKA a Michal JEZEWSKI. Is Abdominal Fetal Electrocardiography an Alternative to Doppler Ultrasound for FHR Variability Evaluation? *Frontiers in Physiology* [online]. 2017, **8** [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.3389/fphys.2017.00305. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2017.00305/full>
- [48] JEZEWSKI, J., J. WROBEL a K. HOROBA. Comparison of Doppler ultrasound and direct electrocardiography acquisition techniques for quantification of fetal heart rate variability. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. 2006, **53**(5), 855-864 [cit. 2020-04-22]. DOI: 10.1109/TBME.2005.863945. ISSN 0018-9294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/1621137/>
- [49] BARNOVÁ, Kateřina. *Hybridní metody pro extrakci plodového elektrokardiogramu* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-05-31]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136184>. Diplomová práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [50] MARTINEK, Radek, Radana KAHANKOVA, Janusz JEZEWSKI, et al. Comparative Effectiveness of ICA and PCA in Extraction of Fetal ECG From Abdominal Signals: Toward Non-invasive Fetal Monitoring. *Frontiers in Physiology* [online]. 2018, **9** [cit. 2020-05-31]. DOI: 10.3389/fphys.2018.00648. ISSN 1664-042X. Dostupné z: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2018.00648/full>
- [51] DE LATHAUWER, L., B. DE MOOR a J. VANDEWALLE. Fetal electrocardiogram extraction by blind source subspace separation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* [online]. **47**(5), 567-572 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.1109/10.841326. ISSN 00189294. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/document/841326/>
- [52] Marossero, D., Erdogmus, D., Euliano, N., Principe, J., and Hild, K. (2003). “Independent components analysis for fetal electrocardiogram extraction: a case for the data efficient mermaid algorithm,” in *Neural Networks for Signal Processing-Proceedings of the IEEE Workshop, Vol. 2003* (Toulouse).
- [53] Sameni, R., Jutten, C., and Shamsollahi, M. (2007). “What ICA provides for ECG processing: application to noninvasive fetal ECG extraction,” in *Sixth IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, ISSPIT* (Vancouver, BC).

- [54] JAROŠ, René. *Využití hybridních metod pro zpracování plodového elektrokardiogramu* [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-06-07]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/139182>. Disertační práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava.
- [55] UVÍROVÁ, Kateřina. *PORUCHY SRDEČNÍHO RYTMU VE FETÁLNÍM OBDOBÍ: Dětská klinika FN Olomouc, LF UP v Olomouci* [online]. [cit. 2020-06-14].
- [56] Fetální echokardiografie. *PROFEMA, Centrum fetální medicíny* [online]. [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: <http://www.profema.cz/tehotenstvi/ultrazvukova-vysetreni/specialni-konsiliarni-vysetreni/fetalni-echokardiografie/>
- [57] SEDLÁŘ, Martin. *Mapování magnetického pole: Biofyzikální ústav LF MU v Brně* [online]. 2013 [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: <https://www.med.muni.cz/biofyz/zobrazovacimetody/files/BSPM.pdf>
- [58] *Základní čtení a hodnocení EKG křivky* [online]. In: . [cit. 2020-06-21]. Dostupné z: <https://www.rehabilitace.info/zdravotni-zarizeni/zakladni-cteni-a-hodnoceni-ekg-krivky/>
- [59] prof. MUDr. ANTONÍN JABOR, CSc. *ENCYKLOPEDIE LABORATORNÍ MEDICÍNY PRO KLINICKOU PRAXI: Altmanův a Blandův graf* [online]. 2011 [cit. 2020-06-24]. Dostupné z: <http://www.demo4.smitka.eu/encyklopedie/A/AJDNL.htm>
- [60] KUZILEK, Jakub, Vaclav KREMEN, Filip SOUCEK, Lenka LHOTSKA a Dewen HU. Independent Component Analysis and Decision Trees for ECG Holter Recording De-Noising. *PLoS ONE* [online]. 2014, 9(6) [cit. 2020-06-20]. DOI: 10.1371/journal.pone.0098450. ISSN 1932-6203. Dostupné z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pone.0098450>
- [61] Tenzor. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-06-20]. Dostupné z: <https://cs.wikipedia.org/wiki/Tenzor>
- [62] MARTÍNEK, Ing. Radek. *Využití komplexních adaptivních metod zpracování signálů pro zpřesnění diagnostické kvality abdominálního fetálního elektrokardiogramu*. [online]. Ostrava, 2014 [cit. 2020-06-05]. Dostupné z: [https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/105753/MAR944\\_FEI\\_P1807\\_2601V018\\_2014.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/105753/MAR944_FEI_P1807_2601V018_2014.pdf?sequence=1&isAllowed=y). Disertační práce. VŠB – Technická univerzita Ostrava.

[63] COHEN, WAYNE R., SOPHIA OMMANI, SARMINA HASSAN, et al. Accuracy and reliability of fetal heart rate monitoring using maternal abdominal surface electrodes. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica* [online]. 2012, **91**(11), 1306-1313 [cit. 2020-07-10]. DOI: 10.1111/j.1600-0412.2012.01533.x. ISSN 00016349. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0412.2012.01533.x>